

Développement d'une méthode de mesure des biosignaux acoustiques dans l'oreille occluse

par

Alexis MARTIN

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE EN GÉNIE ÉLECTRIQUE
M.Sc.A.

MONTREAL, LE 16 NOVEMBRE 2016

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Alexis Martin, 2016



Cette licence Creative Commons signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette oeuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'oeuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE:

M. Jérémie Voix, directeur de mémoire
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Jean-Marc Lina, président du jury
Département de génie électrique à l'École de technologie supérieure

M. Stéphane Hallé, membre du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 8 NOVEMBRE 2016

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d’abord à remercier grandement mon directeur de mémoire, Jérémie Voix, pour son accompagnement et sa disponibilité pendant ce projet. Merci de m’avoir toujours encouragé et de m’avoir parfois fait douter. Merci de t’être dévoué jusqu’à tard le soir pendant la prise de mesures, pour enregistrer des drôles de bruits dans l’oreille.

Merci à la Chaire Industrielle de Technologies Intra-auriculaires EERS-ÉTS pour son financement ainsi qu’à EERS Technologies. Merci à l’École de technologie supérieure, l’AQHSST et l’ÉREST pour leurs bourses octroyées.

Merci encore à l’ÉREST et l’AQHSST de m’avoir introduit au milieu de la santé et sécurité au travail.

Je remercie tous mes collègues de laboratoire qui ont participé de près ou de loin à l’avancement de ce projet. Merci Olivier Valentin, pour les nombreuses heures passées dans la cabine audiométrique avec le célèbre et confortable oscillovibrateur. Merci Narimene Lezzoum et Rachel Bou Serhal, mes voisines de bureau, pour votre aide et pour nos conversations amusantes. Merci Hami Monsarrat-Chanon pour ton aide et ta bonne humeur, ainsi que tes précieux conseils et anecdotes sur le Québec. Merci Alexis Dépée pour tes blagues sans limite. Merci Frédéric Simard d’avoir supporté les blagues d’Alexis Dépée. Merci Mikaël Ducharme pour ta présence au laboratoire. Merci Fabien Bonnet pour ton dévouement extraordinaire pendant les mesures. Merci Antoine Bernier d’avoir pris le temps de me présenter le ARP 1.0, que je n’ai jamais utilisé. Merci Vincent Nadon pour tes conseils sur la carte MOTU et tes anecdotes sur la Belgique. Merci Aidin Delnavaz pour la séance de patins au lac aux castors par -25 degrés. Merci Cécile Le Cocq pour ton soutien indispensable lors de la rédaction du dossier pour le CER. Merci Olivier Bouthot pour ton soutien logistique nécessaire à l’accomplissement de ce projet. Merci Arthur Emard d’avoir entretenu Group Office. Merci Louis Voreux, Nicolas Gauthier et Antoine Langevin pour ces merveilleuses parties de belote au Hackathon. Merci Simon Benacchio d’avoir fait resurgir le passé de l’IRCAM. Merci Guilhem Viallet de m’avoir montré dès le début à quoi ressemblait une soutenance de thèse. Merci aux stagiaires que j’ai croisé

durant deux étés : Stevan Chavan, Teddy Sarlin, Damien Sabo, Sanjeev Kumar Singh, Corentin Lavergne et Thomas Habrant.

Il y aurait beaucoup à dire pour remercier Johan Carioli et Quentin Chatenet, qui ont fait parti du quotidien de ce projet. Merci d’avoir été là, par vos sages paroles et vos conseils de vrais coachs. J’ai partagé d’excellents gâteaux avec vous.

Merci à Alexandre Drouin et au MuSAE Lab pour leur prêt de matériel et leurs conseils.

Je remercie toutes les personnes qui ont participé aux mesures pour leur temps.

Merci à tous mes amis de France et du Québec qui m’ont parfois écouté avec intérêt.

Je remercie ma famille qui, même à 6000 km, m’a apporté un soutien indispensable pour réussir ce projet.

Enfin, merci Maud d’avoir toujours été là pour moi et de m’avoir encouragé pendant les moments difficiles.

DÉVELOPPEMENT D'UNE MÉTHODE DE MESURE DES BIOSIGNAUX ACOUSTIQUES DANS L'OREILLE OCCLUSE

Alexis MARTIN

RÉSUMÉ

Dans les industries lourdes et les milieux confinés, les travailleurs sont susceptibles de développer des pertes de l'audition et d'être victimes d'accidents du travail et de malaises. Dans le but de prévenir des pertes de l'audition, les travailleurs sont équipés de protecteurs auditifs, mais ces protecteurs n'effectuent pas une surveillance médicale afin de prévenir ou de détecter un accident ou un malaise. La surveillance médicale continue est une fonctionnalité essentielle pour détecter un changement anormal des rythmes cardiaque ou respiratoire. Beaucoup d'appareils électroniques appelés « wearables » ont été développés pour le grand public pour effectuer la surveillance des rythmes cardiaque ou respiratoire : montres, chandails, bracelets ou ceintures. Cependant, ces « wearables » ne sont pas adaptés pour effectuer la surveillance médicale des travailleurs dans l'industrie, car ils sont déjà équipés de plusieurs équipements de protection personnelle.

Ce projet a pour objectif d'intégrer une fonctionnalité non invasive de surveillance médicale dans le protecteur auditif des travailleurs. La méthode proposée tire parti du matériel audio déjà intégré au protecteur auditif sans ajout d'électronique supplémentaire, ce qui permet d'économiser des coûts dans un contexte industriel. Les sons émis par les battements cardiaques et la respiration sont mesurés avec un microphone positionné dans le conduit auditif qui capture aussi des sons pour la communication, la protection intelligente contre le bruit et la dosimétrie intra-auriculaire.

Pour développer des algorithmes d'extraction des rythmes cardiaque et respiratoire, une base de données a été créée à partir de sons enregistrés dans le conduit auditif occlus de 25 personnes. Les sujets devaient respirer à plusieurs intensités et rythmes par leur bouche ou leur nez, dans le but d'obtenir des signaux représentatifs de la vie réelle. Les caractéristiques des sons mesurés dans le conduit auditif occlus émis par le coeur et la respiration ont été investiguées pour développer des algorithmes d'extraction des rythmes cardiaque et respiratoire. Les résultats des algorithmes ont été comparés aux valeurs des rythmes cardiaque et respiratoire obtenues par un appareil de référence utilisé pendant la prise de mesure. Afin de vérifier la performance des algorithmes d'extraction dans des environnements bruyants, du bruit a été ajouté aux signaux enregistrés et un algorithme de débruitage a été appliqué.

Au total, 20 sujets et 12 heures d'enregistrements audio ont été analysées par les algorithmes. Les écarts absolus moyens pour l'extraction des rythmes cardiaque et respiratoire sont respectivement 4,3 battements par minute et 3,0 cycles par minute. Les résultats des simulations indiquent que l'extraction du rythme cardiaque fonctionne très bien jusqu'à un niveau de bruit de 110 dB SPL, alors que l'extraction du rythme respiratoire avec du bruit manque de précision.

VIII

Cette preuve de concept ouvre une perspective de développement d'une grande variété d'applications de surveillance médicale non-invasive, allant de la surveillance médicale des travailleurs dans l'industrie au moyen de leurs protecteurs auditifs à la surveillance médicale des personnes âgées au moyen de leurs prothèses auditives.

Mots clés: biosignaux, rythmes cardiaque et respiratoire, surveillance médicale, traitement de signaux acoustiques, « wearables » intra-auriculaires

DEVELOPMENT OF A METHOD FOR MEASURING ACOUSTIC BIOSIGNALS IN THE OCCLUDED EAR

Alexis MARTIN

ABSTRACT

In heavy industries and confined spaces, workers are prone to develop noise induced hearing loss (NIHL) and to have work-related accidents and injuries. Workers already wear hearing protection devices (HPD) in order to prevent NIHL, but HPDs do not monitor workers' health in order to prevent or detect a sudden illness or injury. Continuous health monitoring is an essential feature to detect a sudden change in vital signs such as heart rate or breathing rate. So far, many wearable devices have been developed in order to monitor heart rate or breathing rate : watches, shirts, wrist bands or belts. However, those wearables are not appropriate for workers health monitoring because they already wear many personal protection equipments.

This project aims to integrate a non-invasive health monitoring feature into the workers' HPDs. The proposed method takes advantage of audio hardware already integrated in their HPDs without adding hardware, which leads to a significant cost saving. Heartbeat and respiration sounds were measured with a microphone positioned within the ear canal, which already picks up sounds for communication, smart noise protection and in-ear dosimetry.

To develop heart and breathing rates extraction algorithms, a unique 25-person database was created from sounds measured in the occluded ear canal. Subjects were asked to breathe at various rhythms and intensities through their mouth or nose and these real-life sounds were recorded. Heart and respiration sound features were investigated when recorded at this specific location. Subsequent algorithms were developed in order to assess the user's heart and breathing rates. Results from the algorithms were then compared to the numerical values obtained by a reference device used during the measurement. Then, noise was added to the recorded signal and a denoising algorithm was applied to test the robustness of the extraction algorithms in noisy environments.

Developed algorithms analyzed 20 subjects and 12 hours of recordings. The overall averaged Least Absolute Deviation (aLAD) for the heart rate and breathing rate extraction were respectively, 4.3 beats per minute and 3.0 cycles per minute. Simulation results indicated that the maximum environmental noise for the heart rate extraction was 110 dB, whereas the extraction of breathing rate with noise lacked of accuracy.

This proof of concept enables the development of in-ear technologies for a wide range of non-invasive health and safety monitoring, ranging from industrial workers monitoring through their hearing protection devices to the watching of vital signs of elderly people through their hearing aids.

Keywords: acoustic signal processing, biosignals, in-ear wearables, health monitoring, heart and breathing rate

TABLE DES MATIÈRES

| | Page |
|---|------|
| INTRODUCTION | 1 |
| CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE | 7 |
| 1.1 Biosignaux : Définition et typologie | 8 |
| 1.2 Mesure des rythmes cardiaque et respiratoire | 8 |
| 1.2.1 Mesure en milieu clinique | 9 |
| 1.2.1.1 Présentation des techniques de mesure | 9 |
| 1.2.1.2 Avantages et inconvénients des systèmes cliniques | 10 |
| 1.2.2 Mesure par des appareils commerciaux grand public (<i>wearables</i>) | 11 |
| 1.2.2.1 Techniques de mesure | 11 |
| 1.2.2.2 Évaluation des technologies <i>wearable</i> | 12 |
| 1.2.3 Mesure par des prototypes développés par la littérature scientifique | 12 |
| 1.2.3.1 Prototypes non-acoustiques : présentation et évaluation | 12 |
| 1.2.3.2 Prototypes acoustiques : présentation et évaluation | 13 |
| 1.3 Acoustique des battements cardiaques et de la respiration | 14 |
| 1.3.1 Caractéristiques des signaux acoustiques | 14 |
| 1.3.2 Mesures acoustiques des biosignaux dans le conduit auditif occlus | 15 |
| 1.3.2.1 Transmission de l'onde acoustique et effet d'occlusion | 16 |
| 1.3.2.2 Présentation des études réalisées à partir de mesures dans le conduit auditif | 19 |
| 1.4 Traitement des signaux acoustiques des battements cardiaques et de la respiration | 19 |
| 1.4.1 Méthodes utilisées à partir de mesures acoustiques dans le conduit auditif | 20 |
| 1.4.2 Méthodes utilisées à partir de mesures acoustiques hors conduit auditif | 20 |
| 1.5 Conclusion de la revue de littérature | 22 |
| CHAPITRE 2 « IN-EAR AUDIO WEARABLE : MEASUREMENT OF HEART AND BREATHING RATES FOR HEALTH MONITORING » | 25 |
| 2.1 Avant-propos | 25 |
| 2.2 Résumé | 26 |
| 2.3 Abstract | 27 |
| 2.4 Introduction | 27 |
| 2.5 Materials | 30 |
| 2.5.1 Data Acquisition | 30 |
| 2.5.2 Experimental Protocol | 31 |
| 2.5.3 Database Analysis | 32 |

| | | |
|---|---|----|
| 2.6 | Methods | 34 |
| 2.6.1 | Algorithms for Extracting Heart and Breathing Rates | 34 |
| 2.6.2 | Denoising of Biosignals from Ambient Noise | 37 |
| 2.7 | Results | 38 |
| 2.7.1 | Heart Rate Extraction Algorithm | 38 |
| 2.7.2 | Breathing Rate Extraction Algorithm | 40 |
| 2.7.3 | Denoising of Biosignals from Ambient Noise | 41 |
| 2.8 | Discussion | 42 |
| 2.8.1 | Heart Rate Extraction Algorithm | 42 |
| 2.8.2 | Breathing Rate Extraction Algorithm | 44 |
| 2.8.3 | Originality and Overall Performance | 46 |
| 2.8.4 | Denoising of Biosignals from Ambient Noise | 47 |
| 2.9 | Conclusion | 48 |
| 2.10 | Acknowledgments | 49 |
| CHAPITRE 3 COMPLÉMENTS SUR LA BASE DE DONNÉES | | 51 |
| 3.1 | Description des critères d'acceptation des participants | 51 |
| 3.2 | Appareillage des participants | 52 |
| 3.2.1 | Oreillette | 52 |
| 3.2.2 | Ceinture thoracique | 53 |
| 3.2.3 | Vélo stationnaire | 54 |
| 3.2.4 | Mise en place des équipements | 56 |
| 3.2.5 | Installation du participant | 56 |
| 3.3 | Durée et déroulement | 56 |
| 3.4 | Types de mesures | 56 |
| 3.4.1 | Mesures dans le silence | 56 |
| 3.4.2 | Mesures avec du bruit | 57 |
| 3.4.3 | Mesures de signaux non-vocaux | 57 |
| 3.5 | Protocole de mesure | 57 |
| CHAPITRE 4 COMPLÉMENTS SUR LES ALGORITHMES | | 59 |
| 4.1 | Fonction détermination de la fréquence de coupure d'intérêt | 59 |
| 4.2 | Fonction de détection d'un battement cardiaque ou d'un cycle respiratoire | 60 |
| 4.3 | Organigramme complet | 61 |
| CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS | | 63 |
| ANNEXE I DOCUMENTATION BASE DE DONNÉES | | 65 |
| ANNEXE II CODE MATLAB | | 67 |
| ANNEXE III CONTRIBUTIONS | | 75 |
| BIBLIOGRAPHIE | | 81 |

LISTE DES TABLEAUX

| | Page |
|-------------|--|
| Tableau 1.1 | Catégories de <i>wearables</i> commercialisés 11 |
| Tableau 1.2 | Prototypes non-acoustiques développés et présentés dans la littérature scientifique 13 |
| Tableau 1.3 | Inventaire non exhaustif de méthodes de traitement du signal à partir de mesures acoustiques hors conduit auditif qui peuvent être utilisées pour extraire les rythmes cardiaque ou respiratoire (O = Oui ; X = Non) 21 |
| Tableau 1.4 | Évaluation des méthodes présentées au Tableau 1.3 (O = Oui ; X = Non ; ? = Information non explicite) 22 |
| Tableau 2.1 | Experimental protocol showing real-life recordings, done once with nasal breathing and once with mouth breathing 32 |
| Tableau 2.2 | Heart and breathing rate values recorded with Bioharness with average, standard deviation, minimum and maximum values across all conditions for 20 subjects. A wide range of heart and breathing rates values were recorded 33 |

LISTE DES FIGURES

| | | Page |
|------------|---|------|
| Figure 1.1 | Diagramme de Venn illustrant les domaines de génie impliqués dans ce projet | 7 |
| Figure 1.2 | Corrélation entre l'électrocardiogramme et le phonocardiogramme Adaptée de https ://commons.wikimedia.org Consulté le 26 juin 2016 | 10 |
| Figure 1.3 | Chemins de transmission des sons des battements cardiaques et de la respiration en oreille ouverte (sans protecteur auditif), montrant les différents types de conduction Adaptée de https ://thenounproject.com/ (Icon Island, Marek Polakovic, Victor Pedraza, Hyhyhehe) Consulté le 15 juillet 2016 | 17 |
| Figure 1.4 | Chemins de transmission des sons des battements cardiaques et de la respiration en oreille occluse sous un protecteur auditif, montrant les différents types de conduction Adaptée de https ://thenounproject.com/ (Icon Island, Marek Polakovic, Victor Pedraza, Hyhyhehe) Consulté le 15 juillet 2016 | 18 |
| Figure 2.1 | Instrumented earpiece worn by each subject in each ear : (a) Intra-aural earpiece, (b) electroacoustic components | 31 |
| Figure 2.2 | (a) Time signal recorded by the IEM, showing S1 and S2. Respiration is weak and almost non-measurable by the IEM. (b) Heartbeat reference recorded by the Bioharness, which is an electrocardiogram. (c) Respiration reference recorded by the Bioharness, which is a respiratory inductance plethysmography showing inspiration (ascending phase) and expiration (descending phase)..... | 33 |
| Figure 2.3 | Illustrative spectrogram of deep mouth breathing for one subject, showing that both breathing and heartbeats can be measured with the IEM. The inspiration is followed by a short pause and then an expiration..... | 35 |
| Figure 2.4 | Illustrative spectra of four types of nose respiration for one subject, showing different spectral characteristics to distinguish respiration types | 35 |

| | | |
|-------------|---|----|
| Figure 2.5 | Simplified block diagram of the heart and breathing rate extraction algorithms, showing the low complexity of the proposed algorithms | 36 |
| Figure 2.6 | Block diagram of the adaptive filtering, showing the exciting part (when noise is added) and the denoising part (when noise is removed) | 38 |
| Figure 2.7 | Top : recorded audio time signal showing clear peaks for heartbeats. Middle : output of the heart rate extraction algorithm for the recorded audio signal. Red dots are detected heartbeats (HB), showing good agreement with the reference signal. Bottom : reference heartbeat signal from Bioharness | 39 |
| Figure 2.8 | Comparison between the reference heart rate and the output of the algorithm developed for 8 types of respiration over 18 minutes (in one ear), showing general good agreement between the two curves, with a mean aLAD of 4.0 BPM. Vertical lines indicate separations between the respiration types : four mouth breathing followed by four nose breathing | 40 |
| Figure 2.9 | Scatter plot of heart rate for the algorithm output over the reference device, showing good predictive capabilities of the algorithm on a wide range of BPM. Mean value for both ears of the heart rate for each respiration type (one color per subject, mouth and nose breathing have the same symbol) | 41 |
| Figure 2.10 | Top : recorded audio time signal of fast breathing. Middle : output of the breathing rate extraction algorithm on recorded audio signal. Red dots are detected breathing cycles (BC), showing good agreement with the reference signal. Bottom : reference breathing signal from Bioharness | 42 |
| Figure 2.11 | Comparison between the reference breathing rate and the output of the algorithm developed for 8 types of respiration over 18 minutes (in one ear), showing general agreement between the two curves. The aLAD is 1.7 CPM. Vertical lines indicate separations between the respiration types : four mouth breathing followed by four nose breathing | 43 |
| Figure 2.12 | Scatter plot of the breathing rate for the algorithm output over the reference device, showing good predictive capabilities of the algorithm on a breathing rate of fewer than 25 CPM. Mean value | |

| | | |
|-------------|--|----|
| | for both ears of breathing rate for each respiration type (one color per subject, mouth and nose breathing have the same symbol)..... | 44 |
| Figure 2.13 | Evolution of mean aLAD, averaged for 20 subjects, as a function of noise level, showing good performance for heart rate extraction with broadband white and industrial noise. The increase in the mean aLAD is greater for breathing rate extraction with white and industrial noise | 45 |
| Figure 2.14 | Evolution of mean aRD, averaged for 20 subjects, as a function of noise level, showing good performance for heart rate extraction with white and industrial noise. The increase in the mean aRD is much greater for breathing rate extraction than for heart rate | 46 |
| Figure 3.1 | Oreillette instrumentée avec le bouchon commercial <i>Comply</i> | 53 |
| Figure 3.2 | Schéma du bouchon instrumenté : a. Vue externe ; b. Vue interne des composants électroacoustiques | 54 |
| Figure 3.3 | Bouchon commercial <i>Comply</i> | 54 |
| Figure 3.4 | <i>Zephyr BioHarness 3</i> . La sangle noire passant au-dessus de l'épaule ne sera pas utilisée | 55 |
| Figure 3.5 | Exemple de vélo stationnaire | 55 |
| Figure 3.6 | Protocole de mesure | 58 |
| Figure 4.1 | Fonction détermination de la fréquence de coupure d'intérêt | 59 |
| Figure 4.2 | Fonction de détection d'un battement cardiaque ou d'un cycle respiratoire | 60 |
| Figure 4.3 | Organigramme complet pour l'extraction du rythme cardiaque et du rythme respiratoire | 61 |

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

| | |
|------------------|--|
| A_i | Rythme cardiaque ou respiratoire calculé par l'algorithme développé |
| $b(n)$ | Biosignaux mesurés par le IEM |
| BC | « Breathing Cycles » |
| BPM | Battements Par Minute ou « Beats Per Minute » |
| $c(n)$ | Signal filtré pour la détection du rythme cardiaque |
| $c'(n)$ | Enveloppe de $c(n)$ pour la détection du rythme cardiaque |
| $C(n)$ | Signal appliqué au seuil ajustable pour la détection du rythme cardiaque |
| CPM | Cycles Par Minute ou « Cycles Per Minute » |
| $CRITIAS$ | Chaire de Recherche Industrielle en Technologies Intra-Auriculaires EERS-ÉTS |
| DSP | « Digital Signal Processor » |
| $e(n)$ | Signal d'erreur |
| $ÉTS$ | École de technologie supérieure |
| G | Gain pour obtenir un niveau de bruit sonore calibré |
| $H(z)$ | Fonction de transfert réelle entre l'OEM et l'IEM |
| $\widehat{H}(z)$ | Fonction de transfert estimée entre l'OEM et l'IEM |
| HB | « Heartbeats » |
| HPD | « Hearing Protection Device » |
| IEM | « In-Ear Microphone » |
| $IEM_s(n)$ | « In-Ear Microphone » |
| M | Nombre d'échantillons pour 10 secondes |
| N | Nombre d'observations |
| $n_o(n)$ | Signal de bruit blanc ou industriel |
| $n_r(n)$ | Bruit résiduel à l'intérieur du conduit auditif |

| | |
|--------------------|---|
| $\widehat{n_r(n)}$ | Bruit résiduel estimé à l'intérieur du conduit auditif |
| <i>NIHL</i> | « Noise Induced Hearing Loss » |
| <i>OEM</i> | « Outer-Ear Microphone » |
| $OEM_s(n)$ | « In-Ear Microphone » |
| $r(n)$ | Signal filtré pour la détection du rythme respiratoire |
| $r'(n)$ | Enveloppe de $r(n)$ pour la détection du rythme respiratoire |
| $R(n)$ | Signal appliqué au seuil ajustable pour la détection du rythme respiratoire |
| Ref_i | Rythme cardiaque ou respiratoire mesuré par l'appareil de référence |
| <i>RC</i> | Rythme Cardiaque |
| <i>RR</i> | Rythme Respiratoire |
| x | Signal acoustique enregistré |
| $x(n)$ | Fenêtre de 10 secondes du signal x |

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

| | |
|--------|---|
| dB | Décibel |
| dB(A) | Décibel avec la pondération A |
| dB SPL | Décibel « Sound Pressure Level », niveau de pression acoustique |
| Hz | Hertz |
| ms | Millisecondes |

INTRODUCTION

Selon l'Organisation internationale du travail (OIT), toutes les 15 secondes dans le monde, 152 travailleurs sont victimes d'un accident du travail et un travailleur décède d'un accident du travail ou d'une maladie professionnelle (OIT, 2016). Les milieux confinés (mines, puits, réservoirs, canalisations, etc.) représentent des dangers importants pour la santé et la sécurité des travailleurs à cause des conditions difficiles de pollution de l'air, d'éclairage, d'exiguïté, d'humidité, de froid ou de chaleur (CHSCT (2014), Guilleux et Werlé (2014)). Au Québec en 2013, plus de 14 000 personnes travaillaient dans le secteur des extractions minières (MERN, 2013). Malgré les recommandations gouvernementales sur la sécurité au travail (CHSCT (2014), Guilleux et Werlé (2014)), il existe de mauvaises pratiques dont le coût est estimé à 4 % du PIB tous les ans (OIT, 2016). Le développement d'une solution assurant la surveillance médicale d'un travailleur qui permettrait de détecter une variation des rythmes cardiaque et respiratoire et pourrait prévenir un malaise ou un accident. Ainsi, le nombre de victimes d'un accident lié au travail pourrait être réduit.

Pour surveiller les rythmes cardiaque et respiratoire de l'utilisateur, un grand nombre d'entreprises commercialisent des appareils électroniques grand public appelés *wearables*. Ce terme anglais désigne un ensemble d'objets électroniques peu coûteux, de petite taille, portables et connectés à un téléphone intelligent ou au nuage en ligne. Les *wearables* destinés au grand public ne sont pas aussi précis que des appareils onéreux utilisés en télémédecine. Néanmoins, ils permettent d'obtenir un retour relativement fiable sur certains paramètres physiologiques : rythmes cardiaque et respiratoire, température, mouvements, activité cérébrale et musculaire, etc. Ils incluent montres, bracelets, ceintures, écouteurs, lunettes, vêtements, etc. Le marché des *wearables* est en plein essor. Il devrait passer de \$20 milliards en 2015 à presque \$70 milliards en 2025 (IDTechEx, 2015). Le domaine de la santé, comprenant le médical et l'activité physique (*fitness*), est le domaine le plus convoité (Generator, 2015).

Dans l'industrie, de graves accidents peuvent survenir dans des secteurs comme la construction, l'extraction ou la transformation de ressources naturelles. En pratique, les *wearables* ne sont pas utilisés pour suivre l'état de santé des travailleurs dans l'industrie. Pour assurer leur sécurité, les travailleurs portent plusieurs équipements de protection individuelle : protecteurs auditifs, casque de sécurité, masque respiratoire, lunettes. Parmi ceux-là, le protecteur auditif, souvent utilisé en tant qu'appareil de communication, semble prometteur pour ajouter une fonctionnalité de surveillance médicale. Pour assurer une meilleure sécurité aux travailleurs, ce projet de recherche a pour but de développer une méthode d'extraction des rythmes cardiaques et respiratoires, à partir d'une mesure acoustique dans le conduit auditif occlus. Cette recherche s'inscrit dans le cadre d'un projet industriel dont le but est de développer une solution tout-en-un, un protecteur auditif « intelligent » qui remplit les fonctionnalités suivantes :

- a. Protéger du bruit tout en laissant passer les signaux utiles (alarmes et paroles) ;
- b. Permettre de communiquer dans des milieux très bruyants ;
- c. Calculer la dose de bruit journalière ;
- d. Détecter une chute ;
- e. Alerter les secours en cas d'accident ou de malaise détecté.

La Chaire de recherche industrielle en technologies intra-auriculaires EERS-ÉTS (CRITIAS) de l'École de technologie supérieure (ÉTS) a développé des algorithmes de traitement du signal pour les trois premières fonctionnalités. Ces algorithmes sont implémentés sur une plateforme matérielle de type *wearable*, composée de deux oreillettes. Chacune comporte un bouchon d'oreille moulé sur-mesure équipé d'un microphone interne et d'un microphone externe. Le microphone interne capte les sons dans le conduit auditif afin de capter la parole et calculer la dose de bruit reçue. Le microphone externe capte les sons de l'environnement extérieur afin de déterminer le niveau de bruit extérieur, capter les signaux utiles et supprimer l'influence du bruit sur le signal mesuré dans le conduit auditif. Les deux oreillettes sont connectées à un

boîtier qui contient l'électronique embarquée et la batterie. L'ensemble est léger, discret, de petite taille et par conséquent confortable pour être porté pendant une longue durée. En plus de la parole, il a été observé qu'un microphone placé dans le conduit auditif capte les bruits émis par le corps du porteur, notamment les battements cardiaques et la respiration (Kaufmann *et al.* (2014), Pressler *et al.* (2004)). Ceci permet de développer une fonctionnalité de surveillance médicale du porteur, afin d'alerter les secours si un problème est détecté. Cette recherche porte sur la détermination des rythmes cardiaque et respiratoire de l'utilisateur à partir d'une mesure acoustique dans le conduit auditif occlus, c'est-à-dire isolé acoustiquement du bruit ambiant.

Il existe de nombreuses recherches cliniques portant sur des algorithmes de détection de la respiration et les battements cardiaques à partir d'une mesure acoustique au niveau de la poitrine ou de la trachée en environnements peu bruyants. En pratique, il est difficile d'utiliser ces dispositifs dans un contexte industriel car le microphone serait très exposé au bruit. En mesurant les sons dans le conduit auditif occlus, la contribution du bruit extérieur est ainsi largement diminuée car le bouchon d'oreille atténue passivement la transmission sonore.

Les études menées à partir de mesures acoustiques dans le conduit auditif présentent des limites importantes. Kaufmann *et al.* (2014) ont développé un algorithme pour détecter les battements cardiaques dans le but de calculer le temps de transit de l'onde acoustique du cœur à l'oreille. Mais le prototype utilisé est resté au stade expérimental. De plus, la validité des résultats peut être remise en question à cause de la faible quantité de données utilisée. Pressler *et al.* (2004) ont montré qu'il est possible de détecter la respiration dans le conduit auditif, mais aucun algorithme n'a été développé pour extraire le rythme respiratoire. De plus, la base de données créée n'est pas assez grande et le matériel de mesure utilisé est désormais obsolète.

Par ailleurs, les bases de données de mesures hors conduit auditif ont été créées à partir de protocoles expérimentaux non explicites et souvent très contrôlés : pas de bruit ambiant, respiration faible pour détecter le cœur, une seule intensité de respiration pour détecter la respiration,

etc. Les signaux enregistrés ne sont donc pas représentatifs de la vie réelle. Il n'existe donc pas de base de données récente et disponible de signaux acoustiques mesurés dans le conduit auditif occlus ni d'algorithmes spécifiquement développés.

L'objectif principal de cette recherche est de développer une méthode d'extraction des rythmes cardiaques et respiratoires, à partir d'une mesure acoustique dans le conduit auditif occlus.

Les sous-objectifs sont les suivants :

- a. Créer une base de données réaliste de signaux physiologiques à l'aide de mesures acoustiques réalisées dans le conduit auditif et d'un appareil de référence, dans le but de développer des algorithmes d'extraction des rythmes cardiaque et respiratoire ;
- b. Étudier et caractériser les signaux physiologiques enregistrés dans le conduit auditif ;
- c. Développer une preuve de concept d'algorithmes d'extraction du rythme cardiaque et du rythme respiratoire, et évaluer les limites de ces algorithmes ;
- d. Évaluer le niveau théorique de bruit environnemental à partir duquel les algorithmes donneraient des résultats erronés.

Ce projet de recherche s'inscrit dans un contexte de développement de produits commercialisables pour lesquels deux domaines d'applications sont envisagés : l'un à court terme, la santé et la sécurité des travailleurs, et l'autre à moyen terme, la télémédecine et en particulier la surveillance médicale des personnes âgées.

Ce manuscrit se présente sous la forme d'un mémoire de maîtrise par articles. La revue de littérature au chapitre 1 présente le contexte théorique de ce projet, les lacunes des solutions actuelles ainsi qu'une revue des méthodes de traitement du signal appliquées à la détection des battements cardiaques et de la respiration à partir d'une mesure acoustique. Le chapitre 2 reprend intégralement l'article « In-Ear Audio Wearable : Measurement of Heart and Breathing Rates for Health Monitoring » soumis pour publication dans le journal scientifique à comité de

lecture *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Il contient la présentation et l'analyse de la base de données développée, les résultats des algorithmes et du débruitage. Les chapitres 3 et 4 sont des compléments à l'article publié et portent respectivement sur la création de la base de données et les algorithmes de traitement du signal. Une conclusion, au chapitre 5, présente les travaux futurs ainsi que les retombées possibles. La liste des contributions scientifiques effectuées durant ce projet est présentée en Annexe 3.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

Ce projet de recherche fait partie du développement d'un produit tout d'abord destiné au domaine de la sécurité des travailleurs, pouvant être à moyen terme adapté au domaine de la télémédecine. Le produit dédié à l'industrie est un protecteur auditif « intelligent » (Voix *et al.*, 2014) qui permet aux travailleurs d'être protégés du bruit en laissant passer les alarmes et la parole (Carbonneau *et al.*, 2013), de communiquer dans des milieux très bruyants (Serhal *et al.*, 2013), de calculer la dose de bruit journalière (Bonnet *et al.*, 2015), de détecter une chute et d'alerter les secours en cas de malaise ou d'accident. Des composants électroacoustiques sont utilisés pour réaliser les trois premières fonctionnalités. Pour accomplir la fonctionnalité d'alerte, il est nécessaire d'avoir des informations sur l'état de santé du porteur. La surveillance continue des biosignaux fournit ces informations. Ce projet de recherche est à la croisée de trois domaines d'études (Figure 1.1) : l'acoustique pour l'utilisation d'un microphone comme capteur, l'électronique pour les méthodes de traitement et d'acquisition des signaux, ainsi que le biomédical pour le type de signaux mesurés.

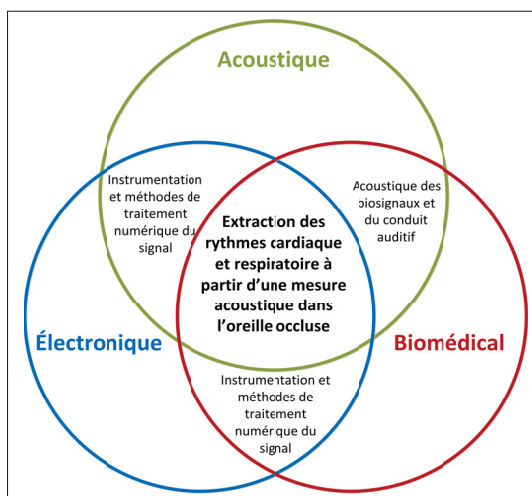


Figure 1.1 Diagramme de Venn illustrant les domaines de génie impliqués dans ce projet

La revue de littérature se compose de quatre sections sur les données illustrées à la Figure 1.1 :

- a. Un cadre théorique sur les biosignaux ;
- b. Les techniques de mesure des rythmes cardiaque et respiratoire ;
- c. L'acoustique des battements cardiaques et de la respiration ;
- d. Une revue des méthodes de traitement du signal.

1.1 Biosignaux : Définition et typologie

Le terme « biosignal » a été créé à partir de la combinaison des termes « biomédical » et « signal ». Il peut être défini comme la description d'un phénomène physiologique enregistrée à l'aide d'un capteur (Kaniusas, 2012, Chapter 1, p.1-2) afin d'obtenir des informations sur l'état de santé du corps (Northrop, 2010, Chapter 1, p.3). Le nombre de biosignaux étudiables est très élevé, car il existe de nombreux mécanismes physiologiques dans le corps humain. Il est possible de les classer en fonction de leur nature (Kaniusas, 2012, Chapter 1, p.18) : acoustique, électrique, magnétique, mécanique, chimique, thermique, etc.

La vérification continue des rythmes cardiaque et respiratoire d'une personne permet d'obtenir des informations sur son état de santé, son niveau de stress et son activité physique. Cette vérification continue rend également possible la prévention et la détection de malaises ou d'accidents en milieux industriels. Dans cette étude, l'attention est portée sur les battements cardiaques et la respiration.

1.2 Mesure des rythmes cardiaque et respiratoire

Cette section présente de manière non exhaustive les techniques et appareils utilisés pour mesurer les rythmes cardiaque et respiratoire d'une personne. Trois critères sont évalués, par ordre d'importance :

- a. La portabilité : le dispositif doit être de faible encombrement afin qu'il soit porté sans gêne par un travailleur sur son milieu de travail ;

- b. La complexité : l'idéal est de minimiser le nombre de capteurs et d'effectuer la mesure proche de l'oreille, afin de simplifier la conception et réduire les coûts ;
- c. La sensibilité de la mesure au bruit ambiant.

1.2.1 Mesure en milieu clinique

Cette section présente des techniques utilisées en milieu clinique qui servent à des fins d'analyses et de diagnostics, mais également de détermination des rythmes cardiaque et respiratoire.

1.2.1.1 Présentation des techniques de mesure

Pour déterminer le rythme cardiaque, les techniques suivantes sont utilisées :

- a. Photopléthysmographie (PPG) : le patient est équipé d'un dispositif attaché à l'un de ses doigts (oxymètre de pouls) qui mesure la saturation en oxygène du sang à l'aide d'un émetteur et d'un récepteur optique ;
- b. Électrocardiographie (ECG) : le patient est équipé de plusieurs électrodes qui mesurent l'activité électrique du coeur ;
- c. Phonocardiographie (PCG) : le patient est équipé d'un microphone qui mesure les bruits du coeur. L'auscultation au stéthoscope, toujours très utilisée, est l'ancêtre du phonocardiogramme.

La Figure 1.2 permet d'observer la corrélation entre l'électrocardiogramme (ECG) qui mesure l'activité électrique du coeur et le phonocardiogramme (PCG) qui mesure les sons produits par le coeur.

Pour déterminer le rythme respiratoire, défini comme la succession d'une inspiration et d'une expiration, les techniques suivantes sont utilisées :

- a. Pneumotachographie : le patient souffle dans un appareil qui mesure les volumes d'air inspiré et expiré ;

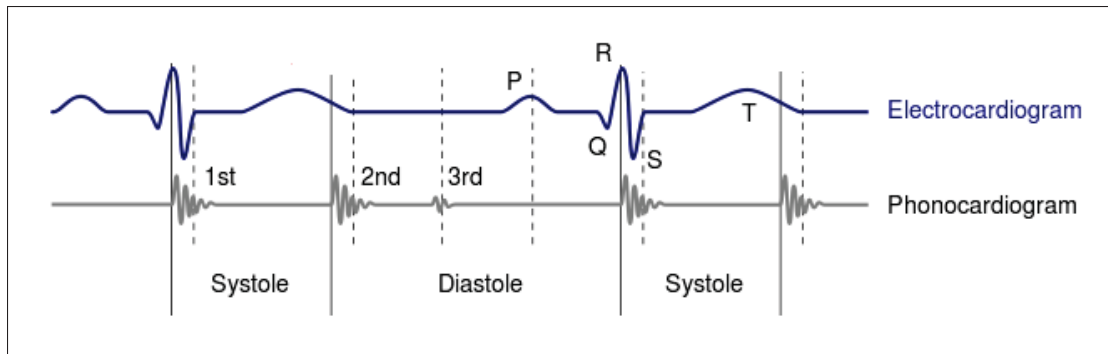


Figure 1.2 Corrélation entre l'électrocardiogramme et le phonocardiogramme

Adaptée de <https://commons.wikimedia.org>

Consulté le 26 juin 2016

- b. *Respiratory inductance plethysmography (RIP)* : le patient est équipé d'une ou deux bandes autour du thorax et de l'abdomen. Leurs déplacements pendant la respiration sont enregistrés ;
- c. *Phonopneumographie (PPG)* : le patient est équipé d'un microphone qui mesure les bruits de la respiration.

1.2.1.2 Avantages et inconvénients des systèmes cliniques

D'une manière générale, les techniques mentionnées dans cette section ont l'avantage de donner des mesures très précises. La phonocardiographie et la phonopneumographie ont l'avantage d'utiliser un capteur acoustique, ce qui permet d'enregistrer avec un même capteur et simultanément la respiration et les battements cardiaques et réduit donc la complexité de la conception. Seul le traitement du signal change pour extraire les informations désirées. Cependant, l'emplacement du capteur utilisé en milieu clinique (poitrine, dos, trachée) rend la mesure vulnérable au bruit ambiant. Les autres techniques ont l'avantage de ne pas être vulnérables au bruit ambiant, mais les capteurs utilisés sont différents, ce qui augmente la complexité de la conception. Enfin, l'inconvénient commun des appareils utilisés en milieu hospitalier est que leur portabilité est très limitée.

1.2.2 Mesure par des appareils commerciaux grand public (*wearables*)

Depuis quelques années, de nouveaux objets électroniques sont apparus sur le marché grand public de l'électronique de consommation. Appelés *wearables*, ils sont généralement peu coûteux, de petite taille, portables et connectés à un téléphone intelligent ou à des serveurs d'infonuagie. Les *wearables* ne sont généralement pas aussi fiables et précis que des dispositifs utilisés en milieu clinique, mais certains d'entre eux ont démontré une excellente précision (Gatti *et al.*, 2014).

1.2.2.1 Techniques de mesure

Cette section présente les catégories de *wearables* commercialisés pour le grand public qui proposent des fonctionnalités de suivi du rythme cardiaque (RC) et du rythme respiratoire (RR). De nouveaux dispositifs s'ajoutent à la liste suivante chaque mois car la technologie évolue très rapidement.

Tableau 1.1 Catégories de *wearables* commercialisés

| Catégorie de <i>wearable</i> | Exemple de produit | Capteur RC (type de capteur) | Capteur RR (type de capteur) |
|------------------------------|---|---------------------------------|---------------------------------|
| Ceintures thoraciques | Zephyr Bioharness™ 3 (Medtronic, Minneapolis, É. U.) | Oui (électrodes) | Oui (bande étirable) |
| Bracelets | Charge HR (Fitbit, San Francisco, É. U.) | Oui (infrarouge) | Non |
| Montres | Apple Watch ® (Apple, Cupertino, É. U.) | Oui (infrarouge) | Non |
| Lunettes | Solos™ (Kopin, Westborough, É. U.) | Oui (infrarouge) | Non |
| Textiles | OM Shirt (OMsignal, Montréal, Canada) | Oui (électrodes) | Oui (bande étirable) |
| Écouteurs | The Dash (Bragi, Munich, Allemagne) | Oui (infrarouge) | Non |

1.2.2.2 Évaluation des technologies *wearable*

Ces *wearables* ont l'avantage d'utiliser des technologies dont la mesure n'est pas sensible au bruit ambiant. Cependant, à l'exception des écouteurs Dash Bragi, les autres types de *wearables* ont l'inconvénient d'être des dispositifs à porter en plus de celui de type casque ou oreillette utilisé pour la communication dans un contexte industriel. Ceci pourrait engendrer des coûts supplémentaires et une logistique plus complexe pour l'application industrielle visée.

Le capteur utilisé pour les *wearables* de type écouteurs n'est pas un microphone et il a les inconvénients suivants : (1) seul le rythme cardiaque est détecté et (2) un circuit spécifique est nécessaire pour le conditionnement et le traitement. Étant donné que des composants électroacoustiques sont déjà employés dans une paire d'écouteurs, l'ajout d'un capteur non-acoustique rendrait la conception matérielle plus complexe et plus coûteuse.

En conclusion, aucun *wearable* commercial n'utilise une mesure acoustique qui permet de mesurer avec un même capteur et simultanément les battements cardiaques et la respiration. Il est alors nécessaire d'explorer dans la littérature scientifique les prototypes non commercialisés, afin de chercher si un dispositif utilisé précédemment dans un contexte de recherche pouvait combler cette lacune.

1.2.3 Mesure par des prototypes développés par la littérature scientifique

Cette section présente des prototypes portables, utilisant des technologies non-acoustique et acoustique, développés dans un contexte de recherche afin de détecter les battements cardiaques et la respiration.

1.2.3.1 Prototypes non-acoustiques : présentation et évaluation

Le Tableau 1.2 présente des prototypes non-acoustiques récents et représentatifs de la littérature scientifique. Certains prototypes sont complètement portables : un module électronique de

traitement avec une batterie est associé au capteur. D'autres ne le sont pas car l'acquisition et le traitement sont effectués à l'aide d'un ordinateur.

Tableau 1.2 Prototypes non-acoustiques développés et présentés dans la littérature scientifique

| Capteur(s) utilisé(s) | Emplacement de mesure | Mesure RC | Mesure RR | Système portable |
|--|------------------------------|------------------|------------------|-------------------------|
| Feuille piezoélectrique (Park <i>et al.</i> , 2015) | Oreille | Oui | Non | Oui |
| Accéléromètre, électrodes, et infrarouge (He <i>et al.</i> , 2015) | Oreille | Oui | Non | Oui |
| Feuille piezoélectrique (Popov <i>et al.</i> , 2005) | Trachée | Oui | Oui | Non |

Les prototypes présentés dans le Tableau 1.2 présentent un ou plusieurs des inconvénients suivants : (1) seul le rythme cardiaque est détecté, (2) la mesure ne se fait pas dans l'oreille, (3) le système n'est pas portable ou (4) le capteur n'est pas un microphone. Ils ne répondent donc pas aux critères de portabilité et de faible complexité.

1.2.3.2 Prototypes acoustiques : présentation et évaluation

Des chercheurs ont développé des prototypes en utilisant un capteur acoustique pour mesurer les battements cardiaques ou la respiration. Le prototype conçu par Corbishley et Rodriguez-Villegas (2008) se compose d'un microphone placé sur la trachée. L'acquisition et le traitement sont effectués à l'aide d'un ordinateur. Avec ce système, Corbishley et Rodriguez-Villegas (2008) se sont intéressés au rythme respiratoire et Chen *et al.* (2015) au rythme cardiaque. Cependant, le microphone est placé sur la trachée, ce qui rend la mesure est très sensible au bruit ambiant. Ce n'est pas envisageable dans un contexte de développement d'une solution utilisable en milieu industriel bruyant.

Deux études portent sur des mesures acoustiques dans le conduit auditif occlus. L'avantage d'une mesure dans le conduit auditif occlus est que le bruit extérieur est atténué par le pro-

tecteur auditif. Kaufmann *et al.* (2014) ont développé un prototype portable, dans le but de déterminer le temps de transit de l'onde acoustique du coeur à l'oreille. La mesure se fait à l'aide d'un capteur de pression spécifique situé à l'extérieur d'un bouchon d'oreille. Un tube est connecté au capteur et traverse le bouchon d'oreille pour capter les sons émis par les battements cardiaques. Le prototype développé est portable. Cependant, il est resté au stade expérimental et ne se présente pas comme un produit commercialisable. Pressler *et al.* (2004) ont effectué des mesures de la respiration à l'aide d'un microphone inséré dans un bouchon d'oreille commercial. L'acquisition et le traitement se font à l'aide d'un ordinateur. Le prototype n'est pas portable et le microphone utilisé est obsolète.

Ces deux études présentent des limites matérielles, mais elles témoignent de la faisabilité de l'extraction des rythmes cardiaque et respiratoire à partir d'une mesure acoustique dans le conduit auditif occlus.

1.3 Acoustique des battements cardiaques et de la respiration

Un grand avantage à utiliser un microphone est qu'il permet à l'aide d'un seul capteur de détecter à la fois les battements cardiaques et la respiration. En revanche, un microphone est sensible au bruit ambiant et l'emplacement de la mesure est important. Pour comprendre l'acoustique des signaux mesurés, il est nécessaire de s'intéresser aux études effectuées à l'aide de mesures à d'autres emplacements que l'oreille.

1.3.1 Caractéristiques des signaux acoustiques

Ce projet de recherche se limite à l'extraction des rythmes cardiaque et respiratoire de personnes n'ayant pas de problème cardiovasculaire ou respiratoire. Par conséquent, l'intérêt est porté aux caractéristiques de sons dits « normaux ». Cette section présente des études sur des sons émis par les battements cardiaques et la respiration, enregistrés à l'aide de microphones sur la poitrine ou la trachée.

Le coeur émet deux sons principaux lors d'un battement cardiaque (Kluwer, 2009), appelés B1 (ou S1 en anglais) et B2 (ou S2 en anglais). B1 est généré par la fermeture des valves mitrale et tricuspide (valves atrioventriculaires). B2 est généré par la fermeture des valves aortique et pulmonaire. Pour étudier les sons du coeur, 77 personnes âgées de 6 mois à 70 ans, ont participé à des séances d'enregistrement audio pour déterminer le contenu fréquentiel des sons B1 et B2 (Arnott *et al.*, 1984). La mesure est effectuée sur la poitrine à l'aide d'un stéthoscope connecté à un ordinateur. La concentration maximale d'énergie dans le spectre de ces deux sons se situe en dessous de 150 Hz.

Pour la respiration, les sons enregistrés résultent du passage de l'air dans les cavités et les conduits (Kluwer, 2009). Les caractéristiques des sons mesurés varient en fonction du type de respiration (intensité et rythme) ainsi que de l'emplacement de mesure (Moussavi, 2007). Une étude de grande ampleur a été menée sur 353 personnes pour déterminer les caractéristiques fréquentielles des sons de la respiration (Gavriely *et al.*, 1995). Le maximum d'énergie spectrale se trouve en dessous de 100 Hz, dans la même plage que les sons générés par le coeur. L'énergie diminue quand la fréquence augmente, mais la respiration peut être détectée jusqu'à 1000 Hz (Pasterkamp *et al.*, 1997).

De nombreux chercheurs ont étudié les signaux acoustiques du coeur ou de la respiration à partir de bases de données développées spécifiquement pour leur recherche telles que Yadollahi et Moussavi (2006), Chen *et al.* (2015), Corbishley et Rodriguez-Villegas (2008) Moussavi (2007). Les mesures sont effectuées sur la trachée ou la poitrine. Cependant, le microphone à ces emplacements est très exposé au bruit ambiant, ce qui ne représente donc pas une solution dans le contexte industriel de ce projet.

1.3.2 Mesures acoustiques des biosignaux dans le conduit auditif occlus

Pour obtenir une mesure peu bruitée, il est possible de placer le microphone dans le conduit auditif sous un protecteur auditif. Le bruit ambiant est alors atténué passivement. De plus, les travaux de Bou Serhal *et al.* (2016) ont permis de développer des algorithmes de filtrage

adaptatif capables d'atténuer le bruit résiduel capté à l'intérieur du conduit auditif. Ces algorithmes sont adaptés pour la parole, et leur utilisation pour le débruitage des biosignaux semble prometteuse.

Par ailleurs, les caractéristiques des signaux mesurés dans le conduit auditif peuvent être différentes de celles des signaux mesurés sur la trachée ou la poitrine, notamment à cause de l'effet des tissus et des os sur la transmission de l'onde acoustique. Il n'est donc pas envisageable de développer des algorithmes à partir des signaux mesurés à d'autres emplacements que le conduit auditif.

Cette section présente la transmission du son émis par les battements cardiaques jusqu'au conduit auditif et les études réalisées à partir de mesures acoustiques dans le conduit auditif.

1.3.2.1 Transmission de l'onde acoustique et effet d'occlusion

Pour mieux évaluer la possibilité d'enregistrer les sons émis par les battements cardiaques et la respiration dans le conduit auditif, il est nécessaire de s'intéresser aux chemins de transmission sonores de ces derniers ainsi qu'à l'effet d'occlusion. Les sons émis par le coeur et la respiration peuvent se propager jusqu'au système auditif par plusieurs chemins de transmission :

- a. Conduction acoustique par voie aérienne :
 1. Directe : propagation du son dans l'air directement depuis le nez ou la bouche vers l'oreille ;
 2. Indirecte : propagation du son dans l'air via des réflexions sur les surfaces réfléchissantes environnantes ;
- b. Conduction acoustique par voie solidienne osseuse :
 1. Directe : propagation du son à travers des tissus mous et les os directement jusqu'à la cochlée ;
 2. Indirecte : propagation du son à travers des tissus mous et les os jusqu'au conduit auditif qui rayonne lorsque celui-ci est fermé.

Dans le cas où aucun protecteur auditif n'est porté, c'est-à-dire en oreille ouverte, la transmission se fait par conduction aérienne (directe et indirecte) et par conduction osseuse directe tel qu'illustré à la Figure 1.3.

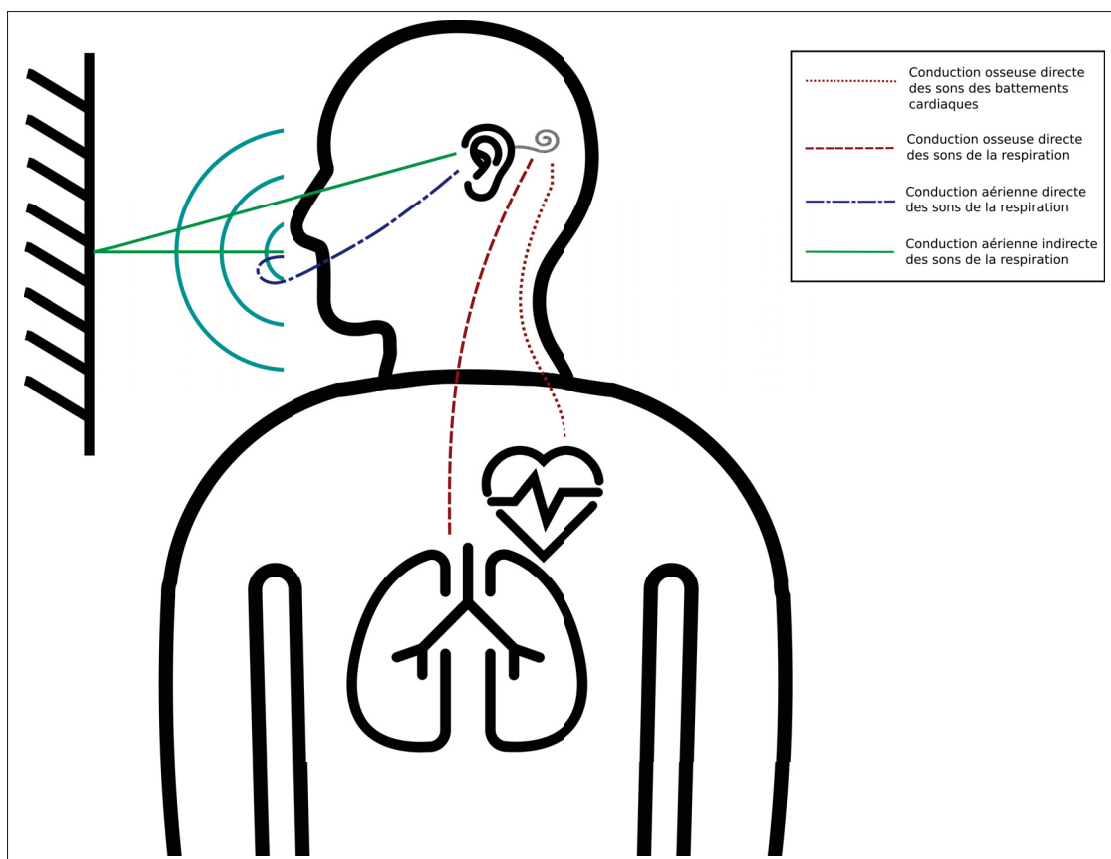


Figure 1.3 Chemins de transmission des sons des battements cardiaques et de la respiration en oreille ouverte (sans protecteur auditif), montrant les différents types de conduction

Adaptée de <https://thenounproject.com/>
 (Icon Island, Marek Polakovic, Victor Pedraza, Hyhyhehe)
 Consulté le 15 juillet 2016

Dans le cas où un protecteur auditif est correctement porté, c'est-à-dire qu'il n'y a aucune fuite acoustique, l'oreille est occluse : elle est isolée acoustiquement du bruit ambiant et les conductions aériennes directe et indirecte sont fortement atténuées. Les sons émis par les battements cardiaques et la respiration sont transmis par conduction osseuse directe et indirecte. Pour la conduction indirecte, les sons traversent les tissus mous et les os du corps depuis leurs sources

jusqu'au conduit auditif. De plus, lorsque le conduit auditif est occlus, il rayonne et amplifie ces sons en basses fréquences, c'est l'effet d'occlusion (Berger, 2003). Pour les battements cardiaques, une deuxième source de bruit peut également s'ajouter aux précédentes. Le déplacement du sang crée un changement de volume dans les artères et veines autour du canal auditif. Cela induit un changement de pression dans le conduit auditif occlus et cette fluctuation de pression peut être mesurée par un microphone (Kaufmann *et al.* (2014), Park *et al.* (2015)).

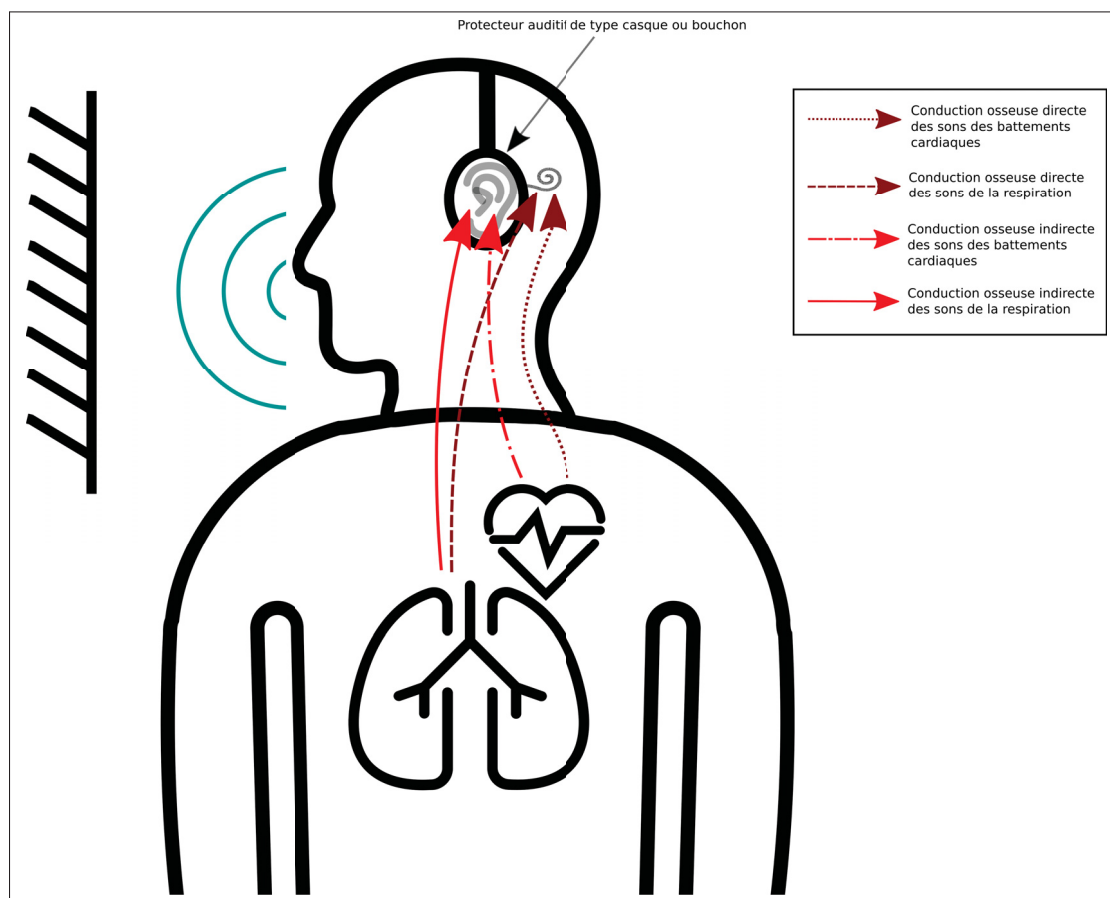


Figure 1.4 Chemins de transmission des sons des battements cardiaques et de la respiration en oreille occluse sous un protecteur auditif, montrant les différents types de conduction

Adaptée de <https://thenounproject.com/>
 (Icon Island, Marek Polakovic, Victor Pedraza, Hyhyhehe)
 Consulté le 15 juillet 2016

1.3.2.2 Présentation des études réalisées à partir de mesures dans le conduit auditif

Kaufmann *et al.* (2014) et Pressler *et al.* (2004) ont effectué des mesures acoustiques à l'intérieur du conduit auditif, en s'intéressant respectivement aux signaux sonores issus des battements cardiaques et de la respiration.

Kaufmann *et al.* (2014) ont mesuré des signaux sur 3 sujets seulement pour un total de 9 minutes d'enregistrements audio. Cette durée est faible pour une bonne analyse et très peu de détails sont donnés sur le protocole expérimental ainsi que sur les caractéristiques des signaux acoustiques mesurés. En effet, l'intensité et le rythme de la respiration pendant la mesure ne sont pas spécifiés et donc les signaux ont une utilité moindre.

Pressler *et al.* (2004) ont enregistré des signaux sur 20 sujets. Ces derniers devaient respirer à plusieurs débits constants à l'aide d'un pneumotachographe, qui leur donnait un retour visuel sur leur débit respiratoire. Chaque sujet effectuait 4 ou 5 cycles respiratoires et maintenait ensuite sa respiration pendant cinq secondes. Après analyse fréquentielle, la bande allant de 150 à 300 Hz est celle qui contient le plus d'énergie. En revanche, la durée totale des sons mesurés n'excède vraisemblablement pas 15 minutes et cette durée est donc faible pour une bonne analyse.

Les données utilisées pour ces deux études présentent des limites importantes et il n'existe donc pas à l'heure actuelle de base de données récente et disponible de sons mesurés dans le conduit auditif, qui contient des signaux représentatifs de la vie réelle.

1.4 Traitement des signaux acoustiques des battements cardiaques et de la respiration

Le but de cette recherche est de développer des algorithmes d'extraction des rythmes cardiaque et respiratoire à partir d'une mesure acoustique dans le conduit auditif occlus. Il ne s'agit pas de développer des méthodes de traitement du signal dans le but de diagnostiquer certaines pathologies ou d'extraire de nouvelles informations sur les signaux enregistrés, ce qui a déjà été effectué par de nombreuses études (Reichert *et al.* (2008), Debbal (2011), Herzig *et al.* (2015),

Northrop (2010)). Cette section présente les méthodes de traitement du signal des battements cardiaques et de la respiration à partir de signaux audio mesurés dans le conduit auditif et hors conduit auditif.

1.4.1 Méthodes utilisées à partir de mesures acoustiques dans le conduit auditif

Les méthodes de traitement du signal employées par Pressler *et al.* (2004) et Kaufmann *et al.* (2014) semblent prometteuses pour l'extraction des rythmes cardiaque et respiratoire, même si ce n'est pas l'objectif de ces études. Kusche *et al.* (2015), qui ont travaillé sur la même étude que Kaufmann *et al.* (2014), ont utilisé les méthodes suivantes pour la détection d'un battement : filtrage passe-bande, extraction d'enveloppe, détection de maximum. Pressler *et al.* (2004) ont utilisé un filtre passe-bande et un extracteur d'enveloppe pour mettre en valeur leurs mesures. Dans les deux études, ils ne donnent pas de détails sur les caractéristiques des filtres (ordres, fréquences de coupures) et sur les opérations effectuées sur le signal. Cependant, elles semblent peu complexes et elles permettent d'utiliser les ressources matérielles spécifiques dans un processeur dédié au traitement du signal : cette accélération matérielle est très intéressante car elle fournit des gains importants en vitesse d'exécution et une baisse de consommation d'énergie.

Pour extraire les rythmes cardiaque ou respiratoire à partir d'une mesure acoustique dans le conduit auditif, il est nécessaire d'explorer les méthodes utilisées pour traiter des signaux acoustiques mesurés à d'autres emplacements. De nombreuses études portent sur des mesures acoustiques sur la poitrine ou la trachée.

1.4.2 Méthodes utilisées à partir de mesures acoustiques hors conduit auditif

Il existe une très grande variété de méthodes de traitement du signal pour extraire les rythmes cardiaque ou respiratoire. Cette section est un inventaire non exhaustif de ces méthodes qui ont été développées à partir de mesures acoustiques sur la trachée ou la poitrine (Tableau 1.3).

Tableau 1.3 Inventaire non exhaustif de méthodes de traitement du signal à partir de mesures acoustiques hors conduit auditif qui peuvent être utilisées pour extraire les rythmes cardiaque ou respiratoire (O = Oui ; X = Non)

| Méthode | Auteurs | Intérêt RC | Intérêt RR |
|-------------------------------------|---|------------|------------|
| <i>Empirical Mode Decomposition</i> | Mondal <i>et al.</i> (2011) | O | O |
| Ondelettes | Yamacli <i>et al.</i> (2008) | O | X |
| | Lima et Barbosa (2008) | O | X |
| | Chen <i>et al.</i> (2015) | O | X |
| Modèles probabilistes | Ricke <i>et al.</i> (2005) | O | X |
| | Pourazad <i>et al.</i> (2005) | O | O |
| | Yadollahi et Moussavi (2006) | X | O |
| | Schmidt <i>et al.</i> (2008) | O | X |
| | Shamsi et Ozbek (2013) | O | X |
| Extraction d'enveloppe et filtrage | Wang <i>et al.</i> (2005) | O | X |
| | Corbishley et Rodriguez-Villegas (2008) | X | O |
| | Zhang <i>et al.</i> (2010) | O | X |
| | Alshaer <i>et al.</i> (2011) | X | O |
| | Martíć-Puig <i>et al.</i> (2013) | X | O |
| | Dafna <i>et al.</i> (2015) | X | O |

Les signaux enregistrés pour ces études ne proviennent pas d'une mesure acoustique dans le conduit auditif occlus. Ils ont été mesurés au voisinage immédiat du cœur et des poumons. Ceci permet d'obtenir des signaux moins altérés que ceux mesurés dans l'oreille car ils sont moins atténués et filtrés par les tissus du corps.

La plupart des études obtiennent une identification correcte des battements cardiaques ou de la respiration supérieure à 90% de vrais positifs. Cependant, le Tableau 1.4 montre qu'un ou plusieurs des biais suivants sont présents dans les bases de données développées : la durée est courte, les signaux enregistrés ne sont pas bien identifiés et donc réutilisables ou le protocole expérimental n'est pas clairement expliqué. Les bases de données contiennent rarement des signaux avec plusieurs intensités de la respiration et du rythme cardiaque.

Par ailleurs, notons que les modèles probabilistes ainsi que les ondelettes sont d'excellentes méthodes qui permettent d'obtenir des résultats très précis. Cependant, leur utilisation peut s'avérer complexe et inadaptée au contexte de ce projet de recherche, compte tenu de la puis-

Tableau 1.4 Évaluation des méthodes présentées au Tableau 1.3
(O = Oui ; X = Non ; ? = Information non explicite)

| Auteurs | Grande base de données | Signaux identifiés | Protocole explicite |
|---|------------------------|--------------------|---------------------|
| Mondal <i>et al.</i> (2011) | X | ? | X |
| Yamacli <i>et al.</i> (2008) | X | ? | X |
| Lima et Barbosa (2008) | X | ? | X |
| Chen <i>et al.</i> (2015) | O | X | O |
| Ricke <i>et al.</i> (2005) | ? | ? | X |
| Pourazad <i>et al.</i> (2005) | X | O | O |
| Yadollahi et Moussavi (2006) | ? | O | O |
| Schmidt <i>et al.</i> (2008) | X | X | X |
| Shamsi et Ozbek (2013) | X | O | O |
| Wang <i>et al.</i> (2005) | X | ? | X |
| Corbishley et Rodriguez-Villegas (2008) | X | O | O |
| Zhang <i>et al.</i> (2010) | ? | ? | X |
| Alshaer <i>et al.</i> (2011) | X | X | O |
| Martíć-Puig <i>et al.</i> (2013) | ? | ? | X |
| Dafna <i>et al.</i> (2015) | O | X | O |

sance limitée de calcul disponible sur la plateforme DSP envisagée ainsi que du type d'information à extraire dans ce projet, c'est-à-dire les rythmes cardiaque et respiratoire.

1.5 Conclusion de la revue de littérature

Une mesure acoustique dans le conduit auditif semble une piste prometteuse pour détecter les battements cardiaques et la respiration. De plus, il ne sera pas nécessaire de complexifier la conception du protecteur auditif « intelligent » développé par CRITIAS pour intégrer cette fonctionnalité. Il s'agit en effet d'une fonctionnalité logicielle qui ne requiert pas de matériel supplémentaire.

La création d'une large base de données de signaux acoustiques mesurés dans le conduit auditif occlus permettra de caractériser les signaux et de développer des algorithmes spécifiques pour extraire les rythmes cardiaque et respiratoire.

Cette revue de la littérature a montré les lacunes des solutions actuelles pour effectuer une surveillance des rythmes cardiaque et respiratoire dans un contexte industriel. Il en résulte les quatre sous-objectifs de cette recherche qui sont énoncés dans l'introduction de ce mémoire.

CHAPITRE 2

« IN-EAR AUDIO WEARABLE : MEASUREMENT OF HEART AND BREATHING RATES FOR HEALTH MONITORING »

Alexis Martin¹, Jérémie Voix²

¹ Département de Génie Électrique, École de technologie supérieure,

² Département de Génie Mécanique, École de technologie supérieure,

¹² 1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

Article soumis à la revue « Transactions on Biomedical Engineering » en Octobre 2016.

2.1 Avant-propos

Cet article présente les travaux de recherche effectués dans le cadre de ce projet de maîtrise, c'est-à-dire :

- la création de la base de données de signaux mesurés dans le conduit auditif occlus ;
- l'analyse des signaux mesurés ;
- le développement d'algorithmes d'extraction du rythme cardiaque et du rythme respiratoire, et l'évaluation des limites de ces algorithmes ;
- l'évaluation du niveau théorique de bruit ambiant à partir duquel les algorithmes donneraient des résultats erronés.

La revue de littérature présentée au chapitre 1 est plus exhaustive et englobe la revue de littérature de cet article.

Des compléments à cet article sont présentés dans les chapitres suivants et portent sur la création de la base de données et les algorithmes de traitement du signal

2.2 Résumé

Objectif : Avec la population vieillissante, il y a un besoin émergent pour développer des dispositifs de télémédecine destinés aux personnes âgées. La surveillance médicale continue est essentielle pour détecter un changement brusque des rythmes cardiaque ou respiratoire, qui peut être dû à un malaise ou à un accident. En considérant les avancements technologiques en électronique et le matériel audio déjà utilisé pour les prothèses auditives, cet article propose une méthode pour extraire les rythmes cardiaque et respiratoire en utilisant un microphone placé dans le conduit auditif. *Méthodes* : Une base de données a été créée à partir de sons enregistrés dans le conduit auditif occlus de 25 personnes. Les sujets devaient respirer à plusieurs intensités et rythmes par leur bouche ou leur nez, dans le but d'obtenir des signaux représentatifs de la vie réelle. Les caractéristiques des sons mesurés dans le conduit auditif occlus émis par le coeur et la respiration ont été investiguées pour développer des algorithmes d'extraction des rythmes cardiaque et respiratoire. Afin de vérifier la performance de ces algorithmes dans des environnements bruyants, du bruit a été ajouté aux signaux enregistrés et un algorithme de débruitage a été appliqué. *Résultats* : Les écarts absolus moyens pour l'extraction des rythmes cardiaque et respiratoire sont respectivement 4.3 battements par minute et 3.0 cycles par minute. L'extraction du rythme cardiaque fonctionne très bien jusqu'à un niveau de bruit de 110 dB SPL, alors que l'extraction du rythme respiratoire avec du bruit manque de précision. *Conclusion* : L'extraction des rythmes cardiaque et respiratoire à partir d'une mesure acoustique dans le conduit auditif occlus est prometteuse, même avec un fort niveau de bruit ambiant. *Portée* : Cette preuve de concept ouvre une perspective de développement d'une grande variété d'applications de surveillance médicale non-invasive, incluant les « wearables » audio et la surveillance médicale des travailleurs dans l'industrie.

Mot-clés : biosignaux, rythmes cardiaque et respiratoire, surveillance médicale, traitement de signaux acoustiques, « wearables » intra-auriculaires

2.3 Abstract

Objective : With an increasingly aging population, there is an emerging need to develop telemedicine devices for the elderly. Continuous health monitoring is essential to the detection of a sudden change in heart rate or breathing rate caused by an accident or sudden illness. Considering the recent advancements in electronics and the audio hardware already used for hearing aids, this paper proposes a method to extract the heart and breathing rates using a microphone positioned within the ear canal. *Methods* : A unique 25-person database was created from sounds recorded in the occluded ear canal. Subjects were asked to breathe at various rhythms and intensities through the mouth or nose and these real-life sounds were recorded. Heart and respiration sound features were investigated when recorded at this specific location. Subsequent algorithms were developed to assess heart and breathing rates. Then, noise was added to the recorded signal and a denoising filter was applied to test the robustness of the algorithms in noisy environments. *Results* : The overall averaged Least Absolute Deviation (aLAD) for heart and breathing rate extractions are respectively, 4.3 beats per minute and 3.0 cycles per minute. Excellent extraction is achieved with noise up to 110 dB SPL with a small aLAD for heart rate, whereas the extraction of the breathing rate with noise lacks accuracy. *Conclusion* : The extraction of the heart and breathing rates from an acoustical measurement in the occluded ear canal is promising even with high environmental noise. *Significance* : This proof of concept enables the development of a wide range of non-invasive health and safety monitoring tools for multiple applications including audio wearables and health monitoring of industrial workers.

Keywords : acoustic signal processing, biosignals, in-ear wearables, health monitoring, heart and breathing rates

2.4 Introduction

Cardiovascular and lung diseases account for 3 of the 4 leading causes of death in the United States in 2010 (NIH, 2012). Continuous health monitoring is essential when there is a need

to detect any sudden change in a person's physiological signals, which could be due to an accident or the onset of a disease. Non-invasive health monitoring methods are widely used in clinical applications to monitor physiological parameters such as heart rate or breathing rate. Systems such as electrocardiography, stethoscopy, plethysmography, and spirometry are extremely accurate but often bulky.

Advances in miniaturization and cloud technologies have recently enabled the effective development of telemedicine systems (Telus Health et Products, 2016). Thus, to prevent exposure to other diseases, a patient could be monitored remotely and remain at home instead of in a hospital room. For this, the patient is equipped with one or several wearable devices that monitor heart rate, breathing rate or blood pressure.

Approximately one third of the elderly over 65 wear hearing aids (NIH, 2014). This percentage is likely to increase as the cost of hearing aids diminishes and the number of people exposed to high noise levels either during leisure time or at work increases. In addition, work accidents and sudden ailments are more likely to occur in noisy work environments such as mines. Therefore, health monitoring wearables used for telemedicine could also be used to monitor the health of industrial workers. In a noisy work environment, the worker might have to wear two devices simultaneously : a Hearing Protection Device (HPD), some of which are also used for communications, and a health monitoring wearable. In a telemedicine framework, the patient might have to wear two devices simultaneously : a hearing aid and a health monitoring wearable. In all of these cases, wearing two devices or more is impractical and costly.

Therefore, a better alternative could be an “all-in-one” in-ear wearable capable of acting as both a HPD or hearing aid, and a health monitoring system. A conventional hearing aid or HPD for communications is designed with a speaker and one or several microphones. Sounds are processed using dedicated hardware with audio codecs and a Digital Signal Processor (DSP). Taking advantage of this hardware, this paper proposes to capture sounds emitted from the heart and from respiration using a small microphone positioned inside the ear canal. This method simplifies hardware design and reduces related costs compared to the use of another type of sensors,

such as piezoelectric film (Park *et al.*, 2015), accelerometers or electrodes (He *et al.*, 2015), or a microphone worn on a different part of the body (Chen *et al.* (2015), Corbishley et Rodriguez-Villegas (2008), Zhang *et al.* (2010)).

Past research on acoustical measurements of heartbeats and respiration has been comprehensively covered by Chen *et al.* (2015), Corbishley et Rodriguez-Villegas (2008) and Yadollahi et Moussavi (2006). The use of probabilistic models and wavelets might be inadequate for this study because the type of information to extract is not complex : heart and breathing rates. The developed algorithms seem to perform very well in detecting heartbeats and respiration. However, the existing literature shows limitations : either validation has been conducted on very limited data, or the experimental protocol is not explicit, or the recorded signals are not representative of real-world conditions. Furthermore, the microphones used in these studies are located on the trachea or on the chest. Consequently, the measurements are exposed to ambient noise, which may alter the signal being measured. To address this problem, the microphone can be located behind an earplug to take advantage of its passive acoustic attenuation.

Only two studies have been conducted with acoustic measurements in the ear canal. First, Kaufmann *et al.* (2014) created an experimental prototype consisting of a microphone located outside the ear with a tube passing through an earplug. An algorithm was developed to detect heartbeats to calculate the transient time of the wave between the heart and the ear. Unfortunately, validation was made using a very small data set and the protocol was not explicit. It is possible that the subject breathed very lightly to make heartbeat detection easier given that breathing generates low frequency artefacts. Second, Pressler *et al.* (2004) measured respiration sounds on 20 subjects with a microphone located inside an earplug and showed that the ear is a promising location to detect respiration. However, no specific algorithms were developed to extract breathing rate. Moreover, the total duration of recorded signals is short and the hardware used for acquisition is now obsolete. To the authors' knowledge, no other research has been conducted to extract heart and breathing rates from an in-ear acoustic measurement. Therefore, no database currently exists of sounds measured in the ear canal with signals sufficiently long in duration and representative of real-world conditions.

In this paper, sounds in the occluded ear canal are measured by an In-Ear Microphone (IEM) located in an instrumented earpiece. A database of in-ear audio recordings was created using a sample of 25 individuals. During the experiment, subjects were asked to breathe at various rhythms and intensities through the mouth or nose to achieve realistic recordings. A total of 16 hours and 40 minutes of sounds in the ear canal were recorded. The database has been made available online for other researchers (CRITIAS, 2016). Heart and respiration sound features are investigated as recorded at this specific location to develop signal processing algorithms to assess the user's heart and breathing rates. Results from the algorithms are then compared to the numerical values obtained by a commercial reference device used during the measurement. Finally, noise is added numerically to the IEM signal to assess the robustness of the algorithms against ambient noise for further applications, such as monitoring workers' health.

This paper is organized as follows : Section 2.5, on materials, describes the database that was created. Section 2.6 presents the proposed methods used to develop algorithms and for denoising. The results are presented in section 2.7 and are followed by the discussion and conclusion in sections 2.8 and 2.9, respectively.

2.5 Materials

This section presents the hardware used for data acquisition, the experimental protocol and the characteristics of the database. Sounds in the left and right ear were recorded simultaneously on 25 subjects (19 males and 6 females, aged between 21 and 53, with an average of 28). This study was approved by the *Comité d'éthique pour la recherche*, the internal review board of École de technologie supérieure.

2.5.1 Data Acquisition

Each participant was equipped with two instrumented earpieces developed by EERS Technologies (Montreal, Canada) (Voix *et al.*, 2014) with disposable foam tips (Tx200, Comply, Oakdale, USA). Each earpiece has two microphones and one loudspeaker as illustrated in Fi-

figure 2.1. The IEM is used to record sounds in the ear canal. Audio data is recorded with a multichannel digital audio recorder (H4n, Zoom Corporation, Tokyo, Japan) at a sample rate of 48 kHz.

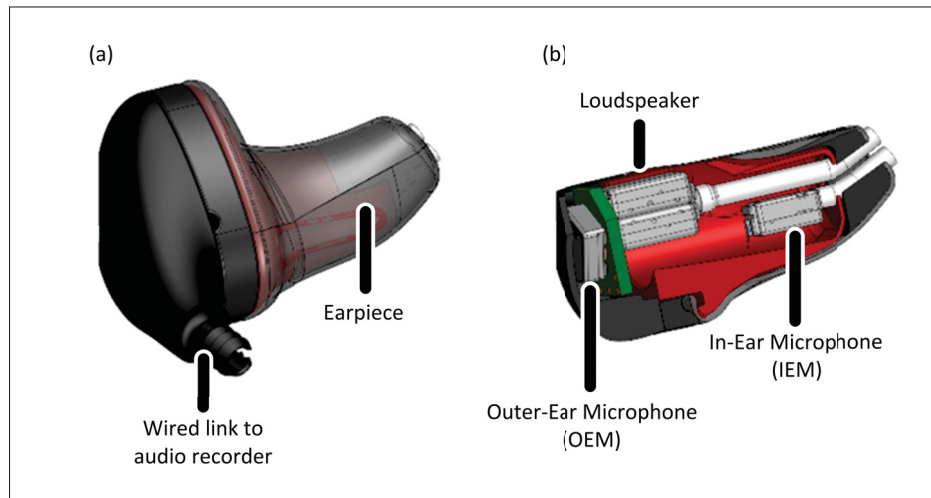


Figure 2.1 Instrumented earpiece worn by each subject in each ear : (a) Intra-aural earpiece, (b) electroacoustic components

A wearable chest belt (Bioharness 3, Zephyr, Annapolis, USA) is used as a reference system. It was shown that the Bioharness gives very accurate measurements of heartbeats and respiration when used at rest (Gatti *et al.*, 2014). The data acquisition framework developed by MuSAE Lab was used to record and display raw data from the Bioharness (Cassani *et al.*, 2015). A Python routine was developed to synchronize audio data and Bioharness data. A small delay between audio data and Bioharness data might exist (no greater than 125 ms), which does not affect the process of extraction of the heart and breathing rates.

2.5.2 Experimental Protocol

To provide recordings that are as realistic as possible, the subjects were asked to breathe at various rhythms and intensities. They were seated in an audiometric double-wall sound booth during the recordings. Table 2.1 presents the experimental protocol, which was conducted once with nasal breathing and once with mouth breathing, resulting in ten different respiration types.

To assess whether the subject's earpieces were well positioned within the ear canal and provided a good attenuation of the ambient noises, the transfer functions between OEM and IEM were computed for each subject's ear by playing white noise in the sound booth at 85 dB SPL : 30 seconds at the beginning and 30 seconds at the end of the recording session.

No target rhythms or expiration volumes were imposed : the subjects were free to interpret how to breathe according to the type of respiration and therefore, the obtained database contains a wide range of realistic and natural signals. Apnea recordings were used for spectral characterization only.

Tableau 2.1 Experimental protocol showing real-life recordings, done once with nasal breathing and once with mouth breathing

| Action | Acronym | Duration (seconds) |
|---------------------------------|---------|--------------------|
| Deep slow Breathing | DB | 90 |
| Apnea | A1 | 20 |
| Normal Breathing | NB | 240 |
| Apnea | A2 | 20 |
| Fast Breathing | FB | 30 |
| Apnea | A3 | 20 |
| <i>Exercise on a,bike</i> | - | 90 |
| Apnea after exercise | AE | 10 |
| Normal Breathing after Exercise | NBE | 180 |

2.5.3 Database Analysis

Five subjects were removed from the analysis, because of a synchronization issue between the audio and Bioharness signals. However, they are present in the online database. Table 2.2 shows information about the values of heart and breathing rates recorded for the 20 subjects.

An illustrative recording of sound with normal breathing in the occluded ear canal is shown in Figure 2.2.a with the Bioharness reference signals in Figure 2.2.b and Figure 2.2.c. The two major heart sounds (S1 and S2) are clearly discernible. S1 corresponds to the closure of the tricuspid and mitral valves and occurs after the RS segment of an ECG signal. S2 corresponds

Tableau 2.2 Heart and breathing rate values recorded with Bioharness with average, standard deviation, minimum and maximum values across all conditions for 20 subjects.

A wide range of heart and breathing rates values were recorded

| | Average | Standard deviation | Minimum | Maximum |
|--|---------|--------------------|---------|---------|
| Heart Rate (Beats Per Minute, BPM) | 78.6 | 12.6 | 50.7 | 120.7 |
| Breathing Rate (Cycles Per Minute, CPM) | 22.8 | 10.7 | 3.3 | 138.0 |

to the closure of the aortic and pulmonary valves and occurs during the T wave of an ECG signal (Kluwer, 2009). The respiration sounds result from turbulence in nasal and oral cavities and respiratory conduits (Moussavi, 2007). The amplitude of respiration sounds is very small in normal respiration. If the intensity of the respiration is stronger, the respiration's sound amplitude exceeds the heart's sound amplitude.

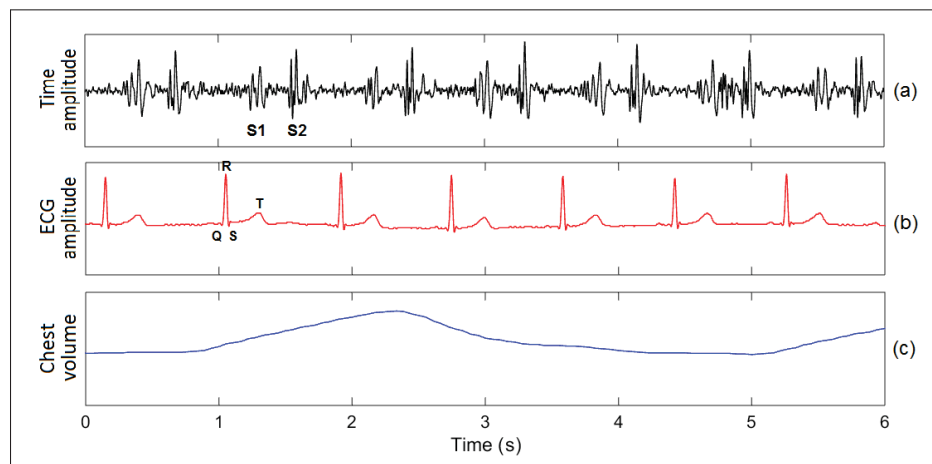


Figure 2.2 (a) Time signal recorded by the IEM, showing S1 and S2. Respiration is weak and almost non-measurable by the IEM. (b) Heartbeat reference recorded by the Bioharness, which is an electrocardiogram. (c) Respiration reference recorded by the Bioharness, which is a respiratory inductance plethysmography showing inspiration (ascending phase) and expiration (descending phase)

Figure 2.3 shows the spectrogram of the audio signal with deep mouth-breathing for one subject. Heart sounds are identified by black spots below 60 Hz. The end of an inspiration phase is

shown, followed by a short pause and then expiration. Physiological noise at frequencies below 150 Hz is observable from 3.5 to 4.5 seconds due to body activity (muscle activity, blood flow, etc.).

Illustrative spectra of four types of respiration (apnea, normal breathing, fast breathing, and deep breathing) are shown in Figure 2.4 for one subject. The energy of heart sounds is maximized in the frequency band between 10 to 50 Hz. Respiration sounds appear to have low frequency components in the same band as heart sounds. The energy in the band of 100 to 400 Hz varies greatly depending on the subject and type of respiration. Respiration sound energy drops when frequency increases and sounds above 3000 Hz are not audible. Moreover, when respiration is light, such as in normal respiration, sounds are almost non-measurable by the IEM (Figure 2.2.a).

Sound pressure levels inside the ear canal range between 45 dB and 65 dB, or between 20 dBA to 40 dBA when using A-weighting filters, because of low frequency components.

2.6 Methods

Signal processing algorithms were developed to extract heart and breathing rates. To simulate a real-life situation, the audio recordings were sequentially added in this specific order : mouth breathing (normal, fast, normal after exercise, deep slow) then nasal breathing (normal, fast, normal after exercise, deep slow). A total of 36 minutes per subject with 8 respiration types were analyzed (for both ears).

2.6.1 Algorithms for Extracting Heart and Breathing Rates

First, recorded signals were downsampled to 4800 Hz to reduce processing time, by applying a FIR low-pass filter and removing samples to reduce the sampling rate. A block diagram of the algorithms is presented in Figure 2.5. The first stage framed the input data x into windows of 10 seconds $x(n)$, where n ranges from 0 to $M-1$ ($M = 48000$). Then, the signal was sent to two similar processes : one for heart rate extraction, one for breathing rate extraction. For heart rate

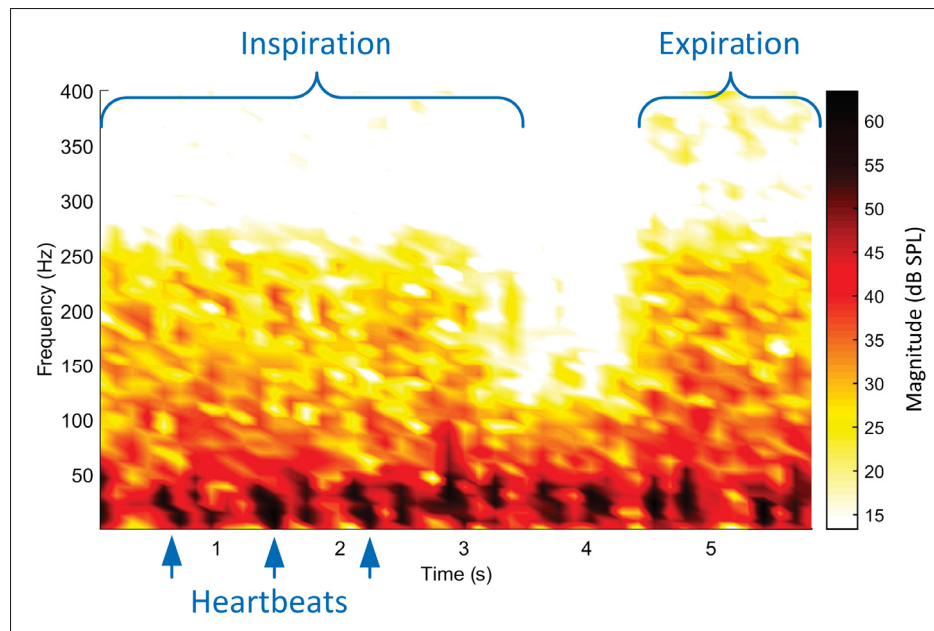


Figure 2.3 Illustrative spectrogram of deep mouth breathing for one subject, showing that both breathing and heartbeats can be measured with the IEM. The inspiration is followed by a short pause and then an expiration

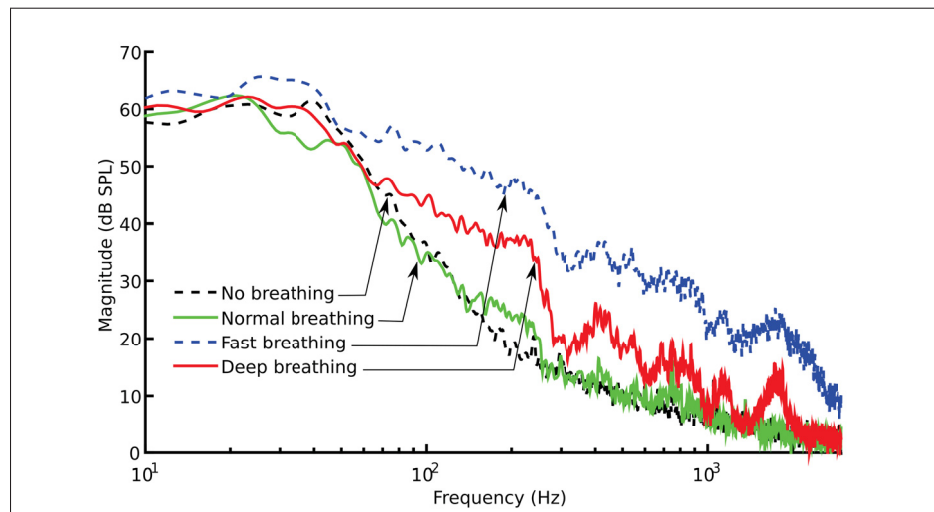


Figure 2.4 Illustrative spectra of four types of nose respiration for one subject, showing different spectral characteristics to distinguish respiration types

extraction, $x(n)$ was downsampled to 160 Hz, then band-pass filtered from 15 to 45 Hz, to obtain $c(n)$. For breathing rate extraction, $x(n)$ was downsampled to 1600 Hz, then band-pass filtered from 150 to 400 Hz to obtain $r(n)$. The envelope extraction was done by applying the Hilbert Transform with a moving average. Each envelope was downsampled to 16 Hz to obtain $c'(n)$ and $r'(n)$. Then, the peak extraction process included several steps, one of which was a band-pass filter with cut-off frequencies computed from the spectra of $c'(n)$ and $r'(n)$ to obtain $C(n)$ and $R(n)$. Then, moving thresholds were applied to $C(n)$ and $R(n)$ to determine whether a beat or a respiration phase (inspiration or expiration) was detected. Heart and breathing rates were computed with the number of heartbeats (HB) and breathing cycles (BC) detected over this 10 seconds of time frame. A minimum sample number between two detections was computed using previous values of the heart and breathing rates to avoid erroneous detection, assuming that these biosignals are somewhat stable over a couple of seconds.

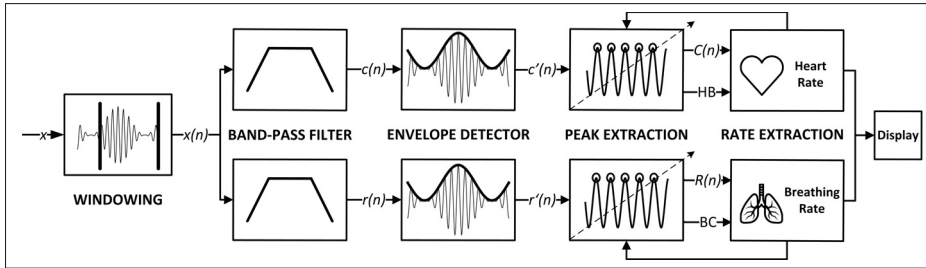


Figure 2.5 Simplified block diagram of the heart and breathing rate extraction algorithms, showing the low complexity of the proposed algorithms

To evaluate the performance of the algorithms, the averaged Least Absolute Deviation (aLAD) for one subject and one sequence of 18 minutes was computed with the following formula :

$$\text{aLAD} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N | \text{Ref}_i - A_i | \quad (2.1)$$

Ref_i is the value of the reference rhythm (BPM or CPM), A_i is the value of the rhythm computed by the algorithms (BPM or CPM) and N is the number of observations. Heart and breathing rates were computed during 5 seconds each using the current detections of HB and BC and two

previous values of the heart and breathing rates. Also, the averaged Relative Deviation (aRD) was defined by the difference in percentage between the reference values and the algorithm output values :

$$\text{aRD} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{|\text{Ref}_i - A_i|}{\text{Ref}_i} \times 100 \quad (2.2)$$

2.6.2 Denoising of Biosignals from Ambient Noise

To simulate a noisy work environment such as a mine or a factory plant, noise was added numerically to the IEM signal and the performance of the developed algorithm could then be assessed in the presence of these disturbances.

White noise and industrial noise from NASA's steam plant database were used (Moreno, 1998). The block diagram of the process is presented in Figure 2.6. First, the exciting part consisted of multiplying the noise signal (white or industrial noise) $n_o(n)$ by a gain G , which is computed to obtain a calibrated noise level ranging from 50 to 110 dB SPL (in steps of 5 dB). Then, the normalized noisy signal $\text{OEM}_{s(n)}$ goes through $H(z)$ to obtain the residual noise inside the ear $n_r(n)$. $H(z)$ is the true transfer function of the subject's earplug computed from measurements made during the experimental protocol. Then, $n_r(n)$ was added to the biosignals $b(n)$ measured by the IEM, which contains heart and respiration sounds, to obtain the noisy biosignals. Second, the denoising part consisted of removing the residual noise from the noisy $\text{IEM}_{s(n)}$ signal originating from ambient noises and disturbances. The denoising was performed using a normalized least mean squared (nLMS) adaptive filter, originally developed by Bou Serhal *et al.* (2016) for denoising speech signals captured with an IEM. The structure of the adaptive filter follows the structure described by Manolakis *et al.* (2005) except that the signal of interest is the error signal $e(n)$ (Bou Serhal *et al.*, 2016). $\widehat{H}(z)$ is the estimated transfer function of the earpiece (primary transfer function) and $\widehat{n_r(n)}$ is the estimated residual noise. Then, the denoised biosignals were fed to the extraction algorithms previously developed.

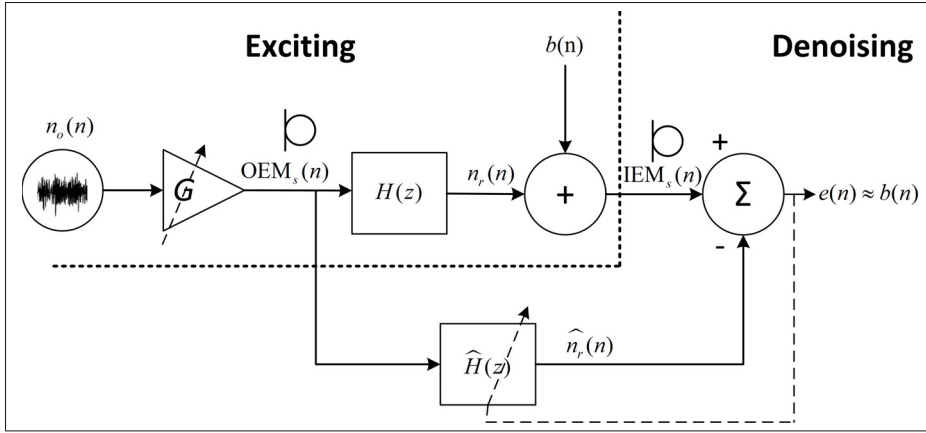


Figure 2.6 Block diagram of the adaptive filtering, showing the exciting part (when noise is added) and the denoising part (when noise is removed)

2.7 Results

As described in the previous section, results were computed using a 36-minute long signal per subject, containing 8 respiration types. Algorithms were implemented in MATLAB™ (The MathWorks Inc., Natick, USA).

2.7.1 Heart Rate Extraction Algorithm

This section presents the results of the extraction algorithms for heart and breathing rates by computing the aLAD and aRD defined in the "Methods" section (equation 2.1 and 2.2).

Figure 2.7 shows an audio signal of normal breathing measured by the IEM, $x(n)$, the output signal of the algorithm, $C(n)$, with the heartbeats detected by the algorithm (HB), and the time signal from the Bioharness.

The evolution of the heart rate over time is shown in Figure 2.8 for one subject over a sequence of 18 minutes. The aLAD was computed as the difference between the reference rhythm and the algorithm output rhythm. The aLAD over the entire 18 minutes of recording for this subject is 4.0 BPM. The routine for computing heart rate from heart beats detected by the algorithm induces a delay on the curves when the respiration type changes.

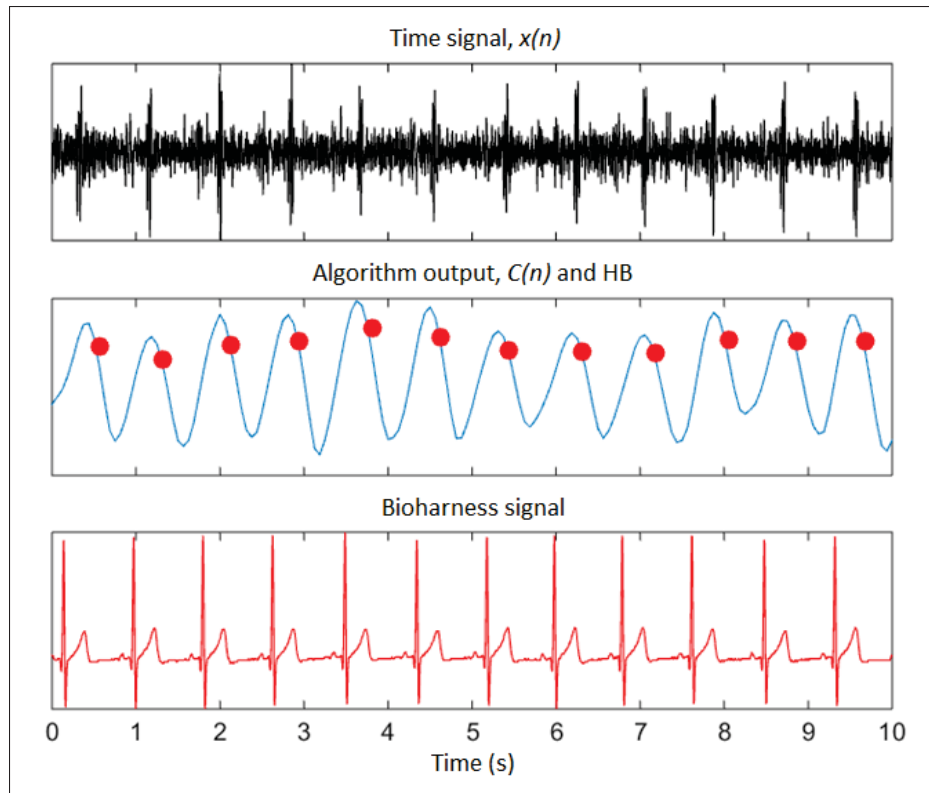


Figure 2.7 Top : recorded audio time signal showing clear peaks for heartbeats. Middle : output of the heart rate extraction algorithm for the recorded audio signal. Red dots are detected heartbeats (HB), showing good agreement with the reference signal. Bottom : reference heartbeat signal from Bioharness

For heart rate extraction, the mean aLAD, computed as the mean of all the individual aLAD for the 20 subjects defined in the section "Methods"(equation 2.1), is 4.3 BPM, with a standard deviation of 2.2 BPM. This gives a mean aRD of 5.6%, with a relative standard deviation of 51.2%, computed as the ratio in % between the standard deviation and the mean. Figure 2.9 is a scatter plot of the mean heart rate obtained for each respiration condition for each subject (one color per subject, mouth and nose breathing are shown with the same symbol). The closer the points are to the line $y=x$, the better the algorithm performed. Algorithm output was close to the reference for most recordings.

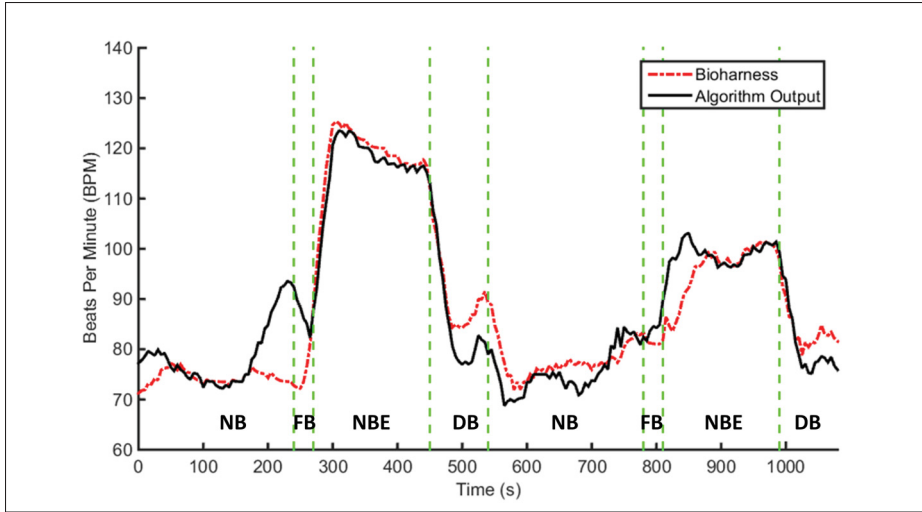


Figure 2.8 Comparison between the reference heart rate and the output of the algorithm developed for 8 types of respiration over 18 minutes (in one ear), showing general good agreement between the two curves, with a mean aLAD of 4.0 BPM. Vertical lines indicate separations between the respiration types : four mouth breathing followed by four nose breathing

2.7.2 Breathing Rate Extraction Algorithm

Figure 2.10 shows the audio time signal of fast breathing measured by the IEM, $x(n)$, the output signal of the algorithm $R(n)$ with the breathing cycles detected by the algorithm (BC), and the signal from the Bioharness.

The evolution of the breathing rate over time is shown in Figure 2.11 for one subject over a sequence of 18 minutes. The aLAD for this subject is 1.7 CPM. The routine for computing breathing rate from cycles detected by the algorithm induces a delay on the curves when the respiration type changes.

For breathing rate extraction, the mean aLAD for the 20 subjects is 3.0 CPM, with a standard deviation of 1.5 CPM. This gives a mean aRD of 25.1%, with a relative standard deviation of 50%. Figure 2.12 is a scatter plot of the mean breathing rate obtained for each respiration condition for each subject (one color per subject, mouth and nose breathing are shown with the same symbol). Algorithm output is close to the reference for low values of the breathing rate

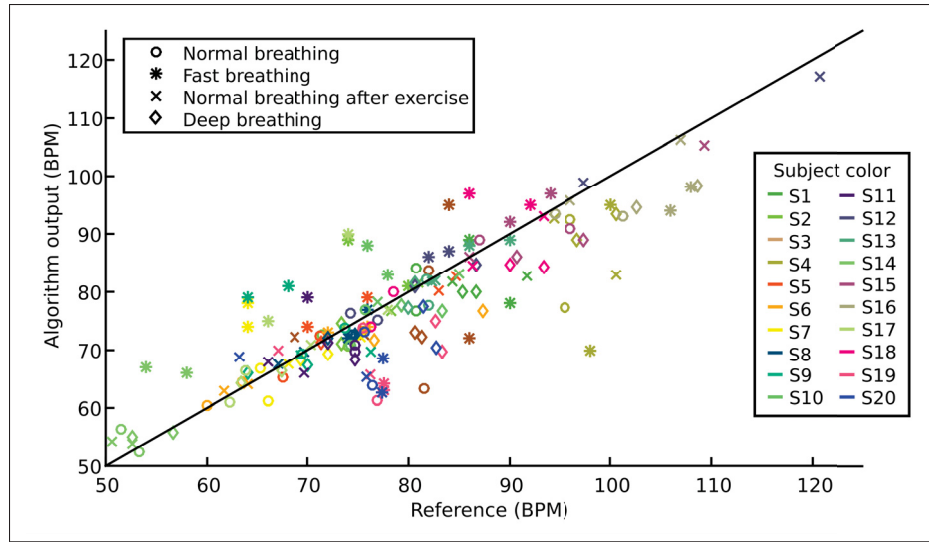


Figure 2.9 Scatter plot of heart rate for the algorithm output over the reference device, showing good predictive capabilities of the algorithm on a wide range of BPM. Mean value for both ears of the heart rate for each respiration type (one color per subject, mouth and nose breathing have the same symbol)

under 25 CPM. However, the algorithm output tends to grossly underestimate the rhythm for higher breathing rates.

2.7.3 Denoising of Biosignals from Ambient Noise

This section presents the results of the proposed extraction algorithms for heart and breathing rates when noise is added to the signal, as described in the "Methods" section.

Figure 2.13 and Figure 2.14 show the evolution (for the 20 subjects) of the mean aLAD and the mean aRD respectively, when the signal is corrupted by noise at levels ranging from 50 to 110 dB SPL. For the heart rate, the mean aLAD does not exceed 4.7 BPM for broadband white noise (6.1% mean aRD) and 7.6 BPM for industrial noise (9.1% mean aRD). With white noise, mean aLAD and mean aRD plateau from 50 dB up to 110 dB. With industrial noise, mean aLAD and mean aRD increase up to 85 dB and then plateau up to 110 dB.

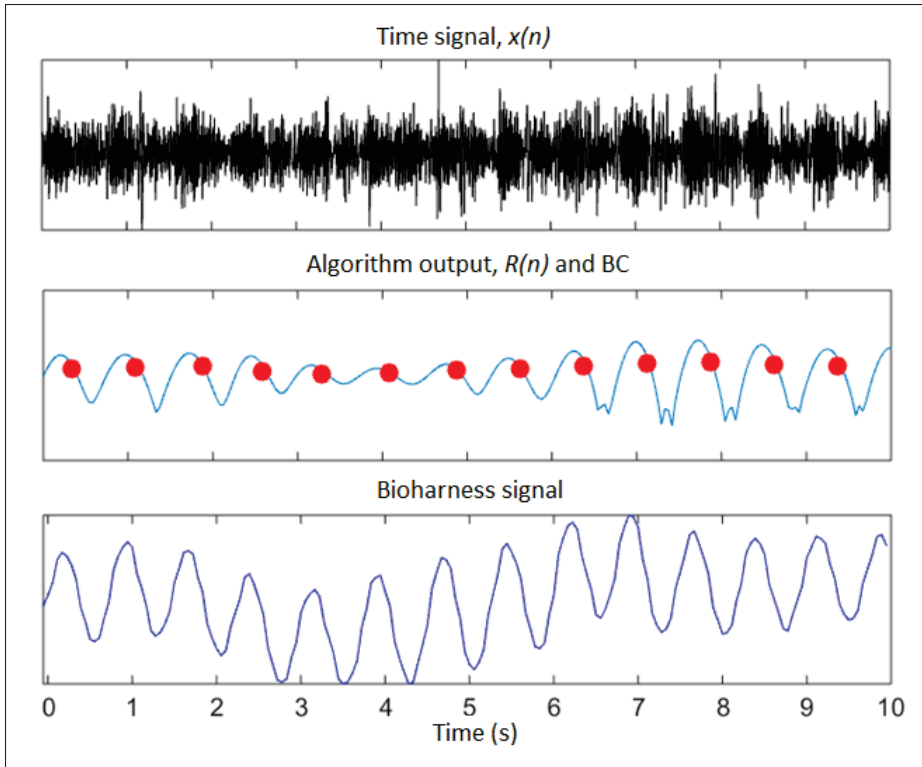


Figure 2.10 Top : recorded audio time signal of fast breathing.
 Middle : output of the breathing rate extraction algorithm on recorded audio signal. Red dots are detected breathing cycles (BC), showing good agreement with the reference signal.
 Bottom : reference breathing signal from Bioharness

For the breathing rate, the mean aLAD does not exceed 7.4 CPM for white noise (63.9% mean aRD) and 6.6 CPM for industrial noise (57.9% mean aRD). With white noise, mean aLAD and mean aRD increase until 75 dB and then plateau up to 110 dB. With industrial noise, mean aLAD and mean aRD increase until 60 dB then plateau from 65 dB to 110 dB.

2.8 Discussion

2.8.1 Heart Rate Extraction Algorithm

Experimental results showed an accurate extraction of heart rate for 20 subjects. The mean aLAD is 4.3 BPM (5.6% mean aRD). As observed in Figure 2.9, failure to detect the heart rate

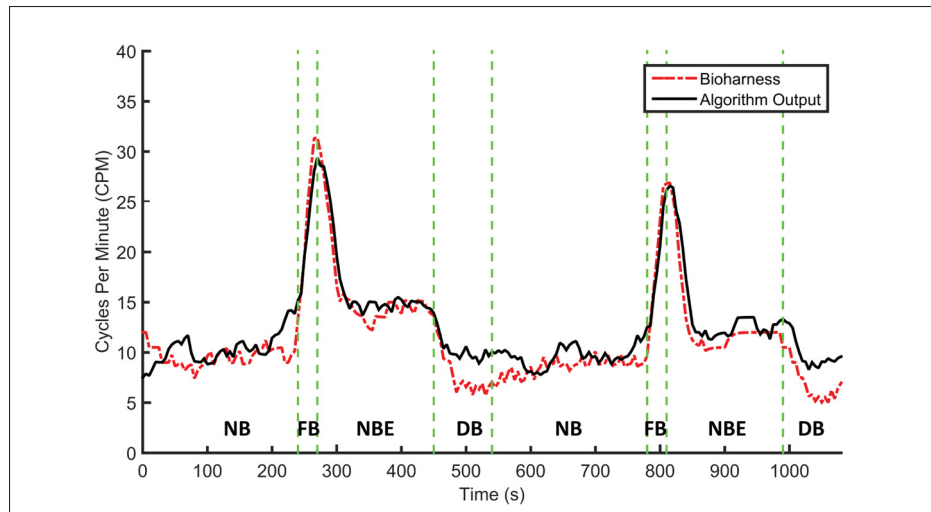


Figure 2.11 Comparison between the reference breathing rate and the output of the algorithm developed for 8 types of respiration over 18 minutes (in one ear), showing general agreement between the two curves. The aLAD is 1.7 CPM. Vertical lines indicate separations between the respiration types : four mouth breathing followed by four nose breathing

is mostly due to four factors : short duration noise artefacts, respiration type, earplug fit quality, and weak sound amplitudes. Short duration noise artefacts include body movements and any type of noise generated by the person (swallowing, coughing, etc.). They alter the recorded signal and make heartbeat and breathing cycle detection harder by covering heart sounds and adding low frequency artefacts. This would explain the larger deviations observed in Figure 2.8 at 180, 480 and 820 seconds. Also, strong breathing might generate low frequency artefacts that mask the sound of the heartbeat. The envelope of a fast breathing signal might have a fundamental frequency similar to the one of heartbeats, leading the algorithm to misinterpret one for the other. The measured signals are greatly affected by the quality of the fit of the earplug. Indeed, a small acoustic leak during a recording can result in energy drops in the lower frequencies. Even if transfer functions were checked before and after the measurement to detect a bad fit, it is possible that the recorded signals were corrupted by acoustic leaks in between these two measurements. Finally, the heart or respiration sounds were, for some

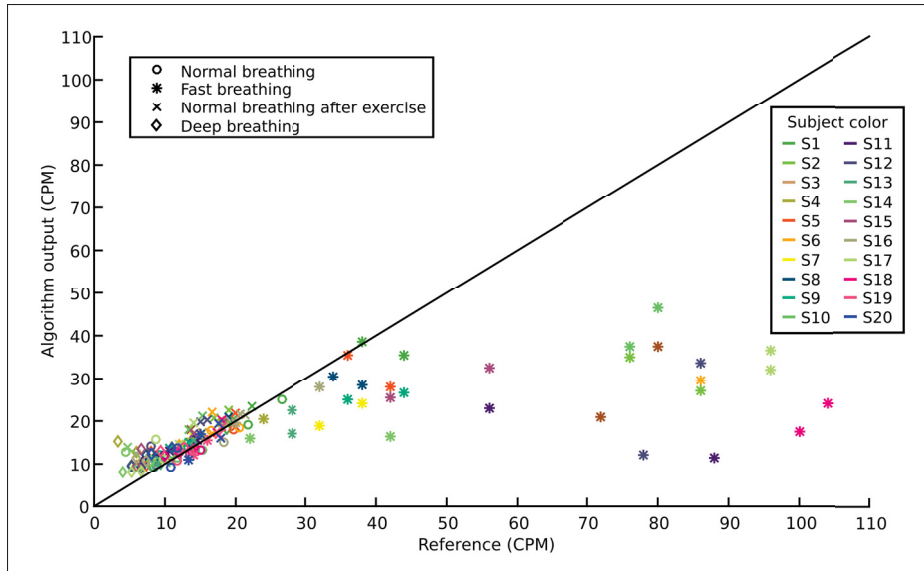


Figure 2.12 Scatter plot of the breathing rate for the algorithm output over the reference device, showing good predictive capabilities of the algorithm on a breathing rate of fewer than 25 CPM. Mean value for both ears of breathing rate for each respiration type (one color per subject, mouth and nose breathing have the same symbol)

specific subjects and specific respiration types, almost non-measurable by the IEM. Algorithms could output erroneous values for these specific recordings.

2.8.2 Breathing Rate Extraction Algorithm

Extraction of the breathing rate is less accurate, with a mean aLAD of 3.0 CPM (25.1% mean aRD). For some subjects, the extraction works very well as in Figure 2.11. But for others, there is a much larger deviation. As observed in Figure 2.12, accurate detection failed mostly due to five factors : short duration noise artefacts, earplug fit quality, weak sound amplitudes, no indication of the type of respiration, and algorithm default. Short duration noise artefacts, earplug fit quality and weak sound amplitudes have already been discussed in section A above. To produce the widest range of real-life respiration intensities, no indication was given to the subjects. As a consequence, subjects breathed very differently, with their own interpretation of "fast" and "deep" breathing with various rhythms and intensities. This variety of conditions

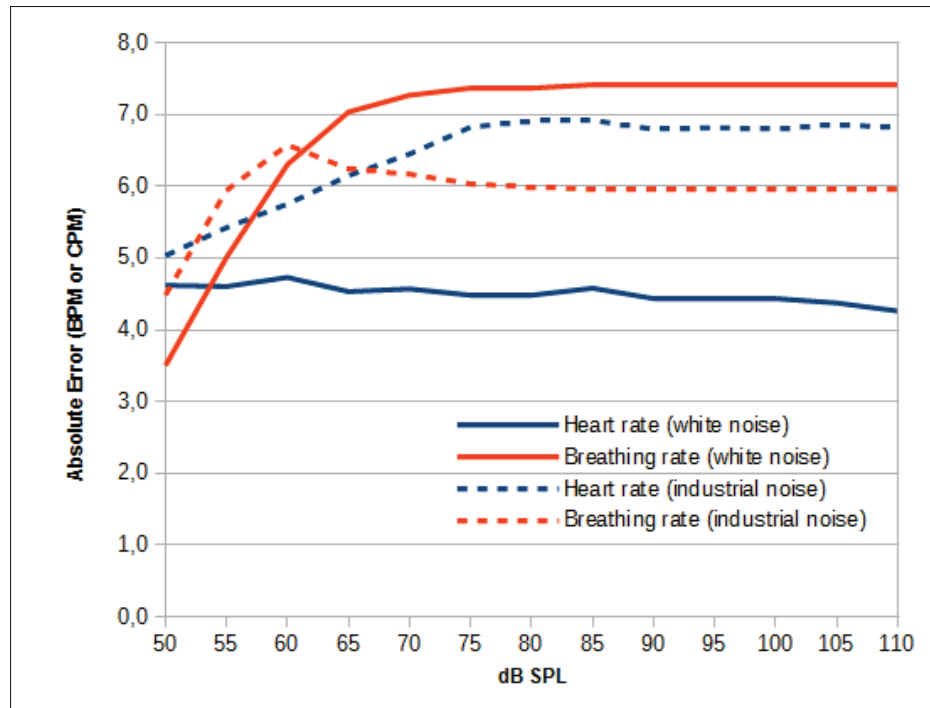


Figure 2.13 Evolution of mean aLAD, averaged for 20 subjects, as a function of noise level, showing good performance for heart rate extraction with broadband white and industrial noise. The increase in the mean aLAD is greater for breathing rate extraction with white and industrial noise

made the development of the algorithm more challenging. Finally, the proposed method was first developed for heart rate extraction and then adapted for breathing rate extraction. Promising results were achieved for some subjects, but this method lacks in accuracy and consistency for breathing rate extraction. Gross deviations are observed in Figure 2.12 with the algorithm underestimating breathing rate. This is partially due to the sequential addition of respiration types : the breathing rate is slow for normal breathing, then increases strongly for fast breathing and then decreases strongly for normal breathing after exercise. The breathing cycle count was influenced by the two normal breathing types occurring before and after a fast breathing type.

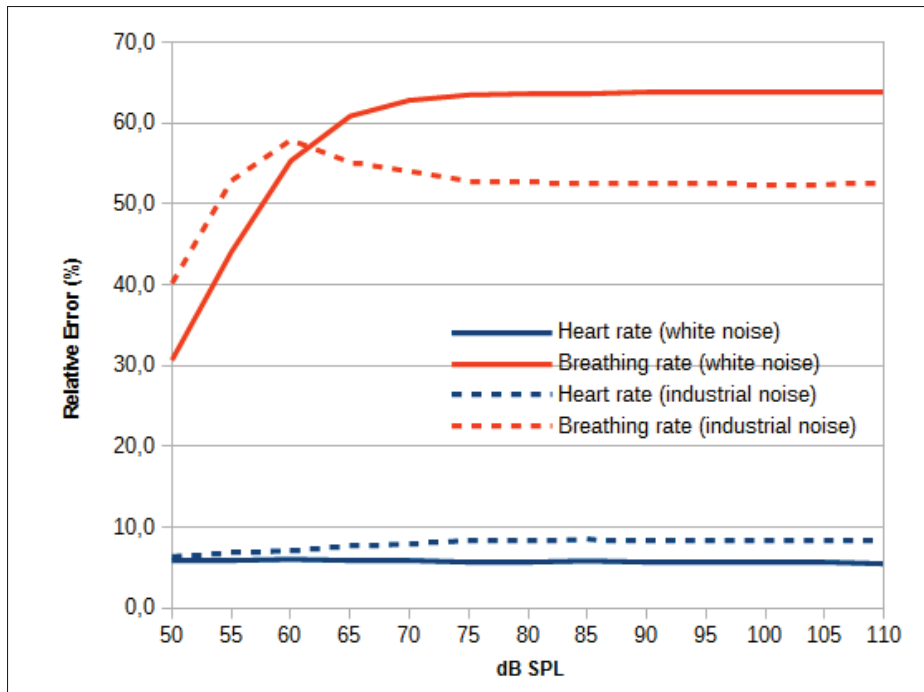


Figure 2.14 Evolution of mean aRD, averaged for 20 subjects, as a function of noise level, showing good performance for heart rate extraction with white and industrial noise. The increase in the mean aRD is much greater for breathing rate extraction than for heart rate

2.8.3 Originality and Overall Performance

The commercial reference device (Bioharness) used as reference also introduced a small bias compared to a gold standard clinical device (Gatti *et al.*, 2014). The bias was computed with over 50 minutes of data from 10 subjects for static activity. For heart rate, the mean aLAD was 0.78 BPM with a standard deviation of 2.21 BPM. For breathing rate, the mean aLAD was 0.19 CPM with a standard deviation of 1.22 CPM. Furthermore, in their study (Gatti *et al.*, 2014), the heart rate ranges between 65.0 and 165.0 BPM and the breathing rate ranges between 6.0 and 65.0 CPM. In this study, the heart rate ranged between 50.7 and 120.7 BPM and the breathing rate ranged between 3.3 and 130.8 CPM. It is therefore possible that the Bioharness deviation could be larger for extreme values of breathing rate in particular.

This study is the first to extract heart and breathing rates from acoustical measurements in the occluded ear canal. Comparing these results to those obtained in the literature was challenging. Indeed, studies conducted by Kaufmann *et al.* and Pressler *et al.* did not have the same research problem as this study did. Also, signals measured at other locations such as phonocardiogram signals (Schmidt *et al.*, 2010) are less noisy than ear canal signals. Moreover, the database created in this paper has unique characteristics. First, its duration is consequential (12 hours analyzed). Second, the experimental protocol is explicit. There are several conditions of respiration with the mouth and the nose. This tends to increase the number of artefacts. Third, subjects breathed very differently, with their own interpretation of "fast" and "deep" breathing with various rhythms and intensities. The resulting range of heart and breathing rates is quite vast. Consequently, the signals are representative of real-life conditions. All these conditions are not seen in the existing literature covered by Chen *et al.* (2015), Corbishley et Rodriguez-Villegas (2008), Yadollahi et Moussavi (2006), Kaufmann *et al.* (2014), Pressler *et al.* (2004).

2.8.4 Denoising of Biosignals from Ambient Noise

This simulation was proposed offline, without actually running the algorithms while the subject was exposed to the noise source (either white or industrial noise), and was performed to assess the robustness of the algorithms against noise. This study proposes an original approach that used adaptive filtering to denoise acoustic biosignals measured inside the ear canal. A similar approach has never before been proposed in the literature.

For the heart rate extraction, simulation results showed a very small increase in the mean aLAD. The denoising filtering performed well in low frequency. The mean aLAD does not exceed 4.7 BPM for white noise and 7.6 BPM for industrial noise, which represent low mean aRD (respectively 6.1% and 9.1%). The industrial noise has a higher energy in the band of 20 to 120 Hz than the white noise and consequently affected the detection in low frequency for heartbeats.

For the breathing rate extraction, simulation results showed a significant increase in the mean aLAD. The denoising filter does not perform well above 65 dB SPL. The mean aLAD increase until 7.4 CPM for white noise and 6.6 CPM for industrial noise, which represents high mean aRD (63.9% and 57.9% respectively). The extraction algorithm did not perform as well as with a signal free from ambient noise. Industrial noise has tonal components in its spectrum, which distinguishes it from the breathing spectrum in the band of interest, namely 150 to 400 Hz. White noise (same energy at all frequencies) has a similar spectrum to that of breathing for some subjects in the band of interest. This is why the denoising process is more efficient with industrial noise than with white noise.

2.9 Conclusion

To monitor a person's health continuously, this paper proposed to measure heart and respiration sounds in the occluded ear canal with a wearable audio device equipped with an in-ear microphone. A unique database of almost 17 hours of sounds measured in the occluded ear canal was developed, which includes a broad range of real-life types of respiration. A commercial device was used to record heartbeats and respiration and its readings were used as a reference. The database is available at CRITIAS (2016) for further work. Algorithms were developed to extract heart and breathing rates from the recorded audio signals. The overall averaged Least Absolute Deviation (aLAD) for the 20 subjects are 4.3 BPM for heart rate and 3.0 CPM for breathing rate. An original approach was proposed to assess the robustness of the algorithms against ambient noise for further applications. Broad band white noise and industrial noise were added numerically to the in-ear signal. An nLMS adaptive filter was used to remove the unwanted noise. Excellent extraction is achieved with noise up to 110 dB SPL with mean aLAD below 7.6 BPM (9.1% mean relative deviation) for heart rate, whereas the extraction of breathing rate with noise lacks in accuracy with mean aLAD lower than 7.4 CPM (63.9% mean relative deviation). This proof of concept enables the development of in-ear technologies for a wide range of non-invasive health and safety monitoring applications, ranging from the watching of vital signs of elderly people through their hearing aids to monitoring industrial

workers through their hearing protection devices. Future work should focus on improving the performance of the algorithms (especially for breathing detection) and optimizing the adaptive filtering by taking into account the unique characteristics of both the earplug attenuation and spectrum of biosignals for each individual using this type of wearable device.

2.10 Acknowledgments

The authors would like to thank MuSAE Lab for providing equipment for the experimental setups as well as the EERS-ÉTS Industrial Research Chair in In-Ear Technologies (CRITIAS) for its financial support.

CHAPITRE 3

COMPLÉMENTS SUR LA BASE DE DONNÉES

La base de données de signaux acoustiques mesurés dans le conduit auditif occlus a été créée dans le but de développer des algorithmes de traitement du signal pour extraire les rythmes cardiaque et respiratoire. Un appareil de référence (Zephyr Bioharness 3) a été utilisé pendant la prise de mesure pour évaluer les résultats sur les vingt-cinq sujets qui ont participé aux mesures. Pour obtenir des signaux représentatifs de la vie réelle, les sujets devaient respirer selon plusieurs intensités et rythmes par la bouche et par le nez. Par ailleurs, d'autres mesures ont été effectuées. Les sujets étaient exposés à des bruits blanc et rose à 85 dB SPL pour obtenir la fonction de transfert du protecteur auditif. Des signaux non-vocaux produits par les sujets ont été enregistrés pour des travaux futurs. La base de données est d'une durée totale de 22 heures et 30 minutes : 11 heures et 15 minutes de signaux mesurés dans l'oreille gauche et 11 heures et 15 minutes mesurés dans l'oreille droite. Les données mise en ligne (CRITIAS, 2016) comprennent toutes les intensités de respiration pour les 25 sujets, pour un total de 16 heures et 40 minutes. Elles ne comprennent pas les signaux non-vocaux ni les mesures dans du bruit.

Ce chapitre présente les informations données au Comité d'éthique de la recherche de l'École de technologie supérieure dans le cadre de l'évaluation du projet « Développement d'une méthode d'identification des biosignaux dans l'oreille occluse ». La documentation de la base de données contenant la structure et la nomenclature se trouve en Annexe 1.

Le terme « opérateur », utilisé ci-après, désigne l'étudiant Alexis Martin.

3.1 Description des critères d'acceptation des participants

Un sondage et questionnaire d'éligibilité est fourni aux participants. Les participants doivent être majeurs et aptes, et doivent satisfaire aux critères suivants :

- ne pas être hypersensible au niveau du conduit auditif externe (certaines personnes supportent très mal les dispositifs insérés dans le conduit de l'oreille voire même peuvent avoir un réflexe nauséeux très prononcé) ;
- ne pas avoir subi de chirurgie passée de l'oreille et être exempts de tout bouchon de cérumen ou autre obstacle à la vue directe du tympan par otoscope numérique ;
- ne pas porter un « pacemaker » cardiaque ni un défibrillateur automatique ;
- ne pas avoir d'irritation de la peau sous les pectoraux ;
- ne pas appliquer de crème, huile ou toute autre lotion sous les pectoraux avant la séance.

3.2 Appareillage des participants

3.2.1 Oreillette

Les participants portent deux oreillettes instrumentées (oreille droite et gauche) qu'ils doivent garder pendant toute la durée de la séance (Figure 3.1). Chacune comporte deux petits microphones (Figure 3.2). L'un mesure les sons dans le conduit auditif afin d'enregistrer les signaux physiologiques. L'autre mesure le bruit de l'environnement extérieur, afin d'effectuer un traitement numérique. Ce traitement permettra de diminuer l'influence du bruit résiduel, atténué par l'oreillette, qui est capté par le microphone mesurant les sons dans le conduit auditif. Les oreillettes sont connectées à une interface audio Zoom H4n qui est reliée et alimentée par une liaison USB d'un ordinateur portable fonctionnant sur batterie. Les microphones sont alimentés par une pile de 1.5V de type AAA.

L'oreillette utilisée a la même forme que les écouteurs EERS PCS-250. Cependant, la partie en contact avec le conduit auditif n'est pas moulée sur mesure comme pour les écouteurs PCS-250. Il s'agira d'embouts pour écouteurs intra-auriculaires de la marque Comply, modèle TX-200 (Figure 3.3).

Le participant aura la sensation de porter une paire d'écouteurs intra-auriculaires commerciaux.

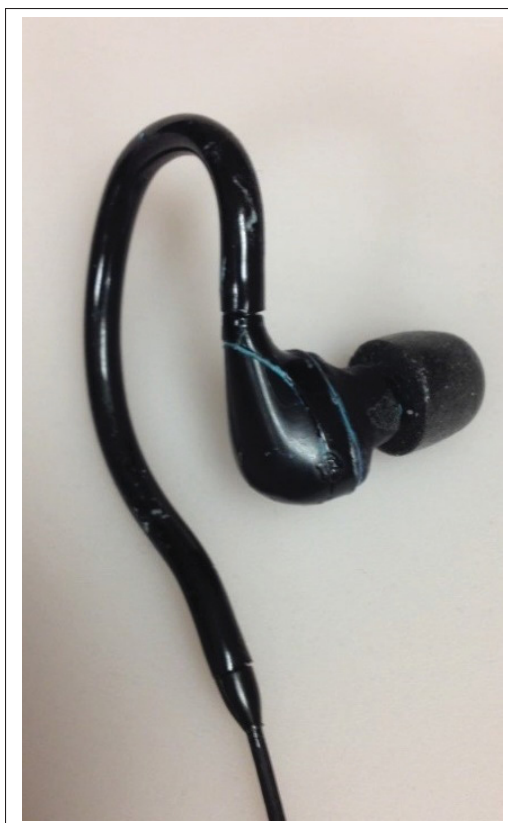


Figure 3.1 Oreillette instrumentée avec le bouchon commercial *Comply*

3.2.2 Ceinture thoracique

Un appareil commercial de référence sera utilisé pendant la prise de mesure : la ceinture thoracique Zephyr BioHarness 3 (Figure 3.4). Cette ceinture permet d'obtenir les rythmes cardiaque et respiratoire du porteur.

Cette ceinture est couramment utilisée par les sportifs pour le suivi de leurs entraînements sportifs et elle est disponible dans les magasins de sport spécialisés.

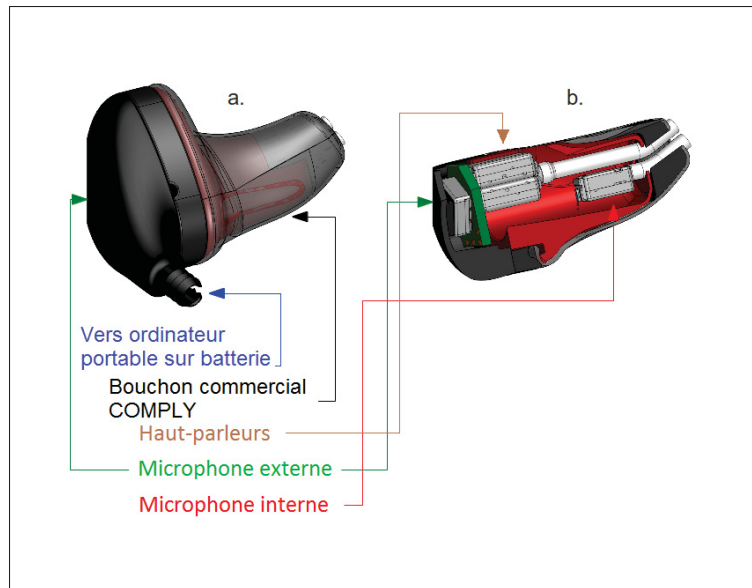


Figure 3.2 Schéma du bouchon instrumenté :
 a. Vue externe ;
 b. Vue interne des composants électroacoustiques



Figure 3.3 Bouchon commercial *Comply*

3.2.3 Vélo stationnaire

Un vélo stationnaire similaire à celui présenté à la Figure 3.5 sera utilisé lors de la séance pour les tests en effort, dans le but d'obtenir un rythme cardiaque plus rapide.



Figure 3.4 *Zephyr BioHarness*

3. La sangle noire passant
au-dessus de l'épaule
ne sera pas utilisée



Figure 3.5 Exemple de vélo stationnaire

3.2.4 Mise en place des équipements

L'opérateur laissera le participant s'équiper lui-même de la ceinture et des oreillettes après avoir compris les instructions données. Avant de commencer les mesures, l'opérateur vérifiera le bon placement de la ceinture et des oreillettes en vérifiant la qualité des signaux mesurés. Il peut demander au participant d'ajuster leur placement.

3.2.5 Installation du participant

Le participant sera installé assis dans la cabine audiométrique du laboratoire A-2204 face à une surface vitrée afin de voir l'opérateur. Une communication audio sera établie afin que le participant et l'opérateur puissent discuter. À tout moment l'opérateur verra et entendra le participant.

3.3 Durée et déroulement

La séance dure 1h30 et comporte 24 mesures d'une durée comprise entre 10 secondes et 4 minutes. Entre chaque mesure, une pause de 20 à 30 secondes sera effectuée. Une pause de 3 minutes aura lieu avant les tests d'effort, ainsi qu'une pause de 1 minute de récupération après chacun des deux tests d'efforts. Pendant celles-ci, l'opérateur expliquera au participant la prochaine séquence. L'opérateur parlera au participant pour signifier le début et la fin de chaque séquence d'enregistrement. À tout moment le participant peut décider d'interrompre la séquence d'enregistrement ou la prise de mesure pour prendre une pause ou de façon définitive.

3.4 Types de mesures

3.4.1 Mesures dans le silence

Pendant les mesures, les participants respirent à différents rythmes, par la bouche et le nez : respiration absente, normale, profonde, rapide, et après un léger effort. Le participant peut à

tout moment demander à l'opérateur une diminution des temps de respiration absente et prononcée. De plus, il peut également demander de réduire le temps de l'effort. Après ce dernier, le participant peut respirer comme il le souhaite (respiration normale de récupération).

3.4.2 Mesures avec du bruit

Lors des mesures, le participant sera exposé pendant 6 minutes (30 secondes à la fois) à des bruits blanc et rose de 85 dB (82 dB(A)). Il n'y a pas de consigne particulière pour l'intensité de la respiration.

3.4.3 Mesures de signaux non-vocaux

Le participant devra effectuer les actions suivantes : *bouger le corps et la tête, se racler la gorge puis tousser, parler, avaler sa salive plusieurs fois, claquer sa langue, faire grincer ses dents, claquer ses dents, fermer les yeux, cligner des yeux, bailler*. Il sera demandé au participant, dans la mesure du possible, d'éviter de faire les actions en italique pendant les autres séquences.

3.5 Protocole de mesure

Durée de la prise de mesures : 1h30 maximum (comprend le temps d'explication au participant, d'installation et les réponses aux éventuelles questions, ainsi que la prise de mesures). Le participant devra garder la tête la plus droite et immobile possible pendant les enregistrements. Le protocole de mesure est le suivant :

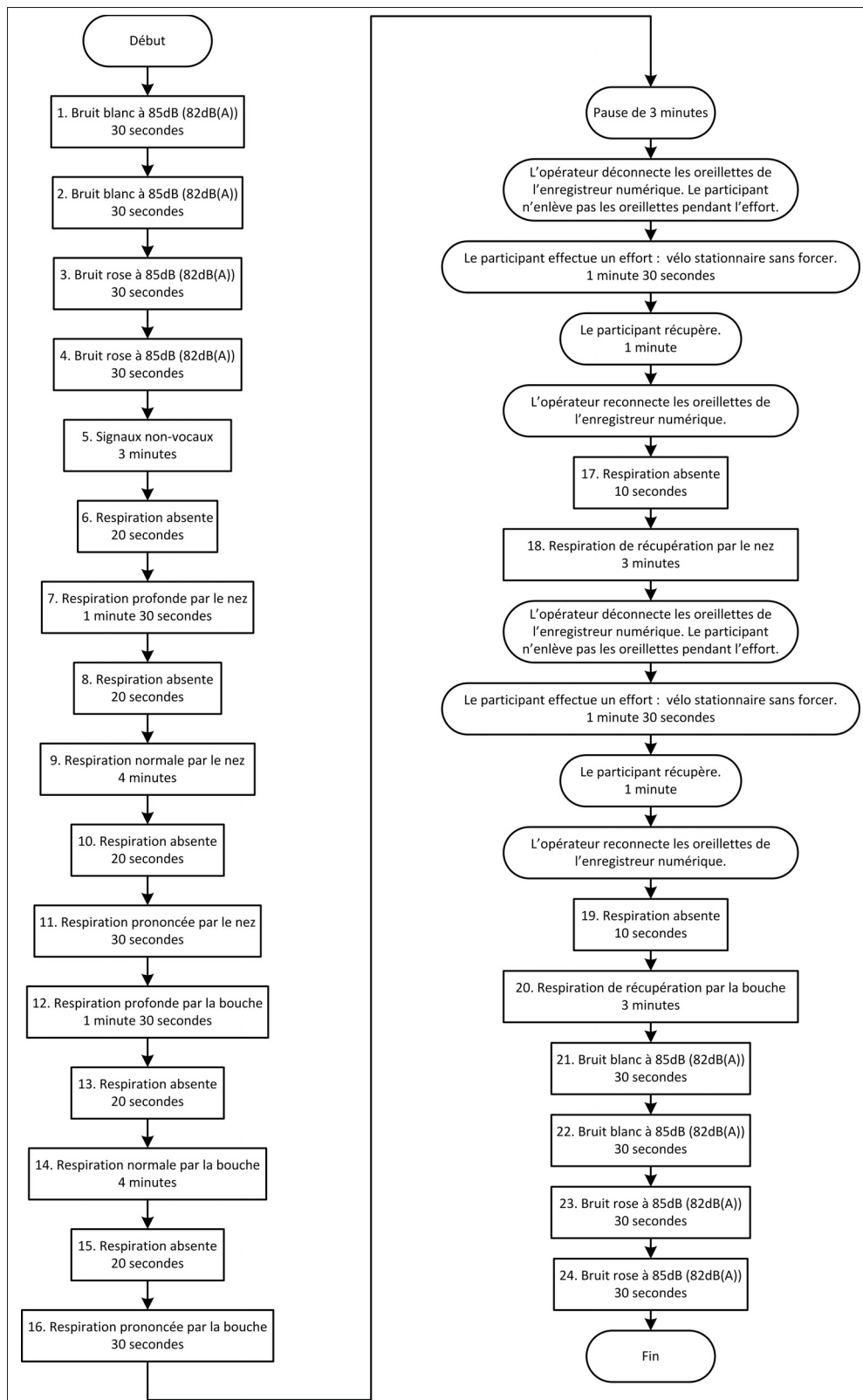


Figure 3.6 Protocole de mesure

CHAPITRE 4

COMPLÉMENTS SUR LES ALGORITHMES

Ce chapitre contient les organigrammes de haut niveau des algorithmes d'extraction des rythmes cardiaque et respiratoire présentés dans l'article. Les fonctions "Détection" et "Détermination de F_c " sont similaires pour le rythme cardiaque et le rythme respiratoire, seuls quelques paramètres changent. Les codes des fonctions suivantes se trouvent en Annexe 2 : détection des battements cardiaques, détection de la respiration, calcul du rythme cardiaque ou respiratoire et filtrage adaptatif.

4.1 Fonction détermination de la fréquence de coupure d'intérêt

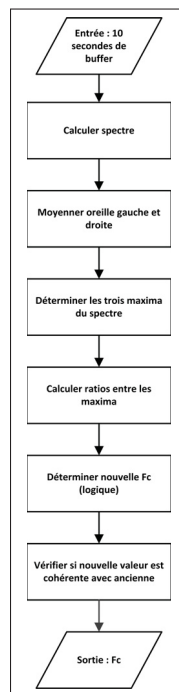


Figure 4.1 Fonction détermination de la fréquence de coupure d'intérêt

4.2 Fonction de détection d'un battement cardiaque ou d'un cycle respiratoire

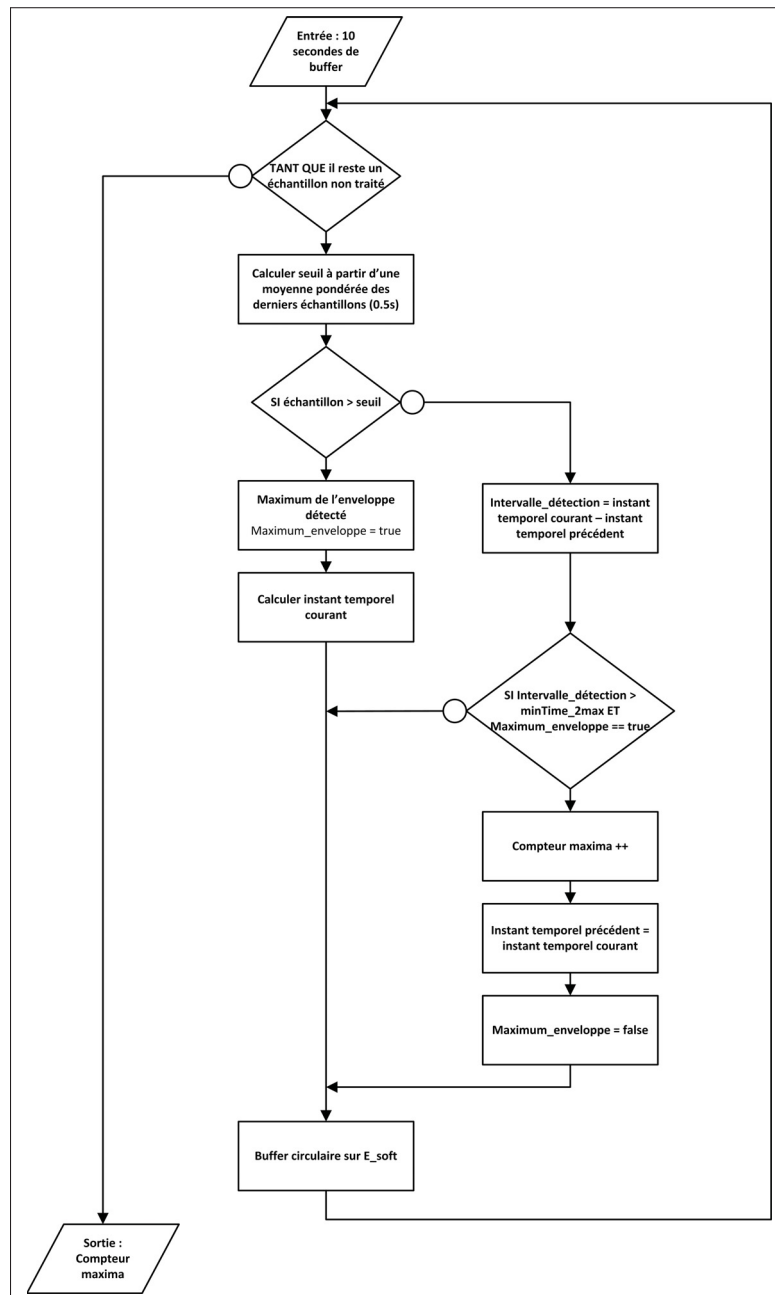


Figure 4.2 Fonction de détection d'un battement cardiaque ou d'un cycle respiratoire

4.3 Organigramme complet

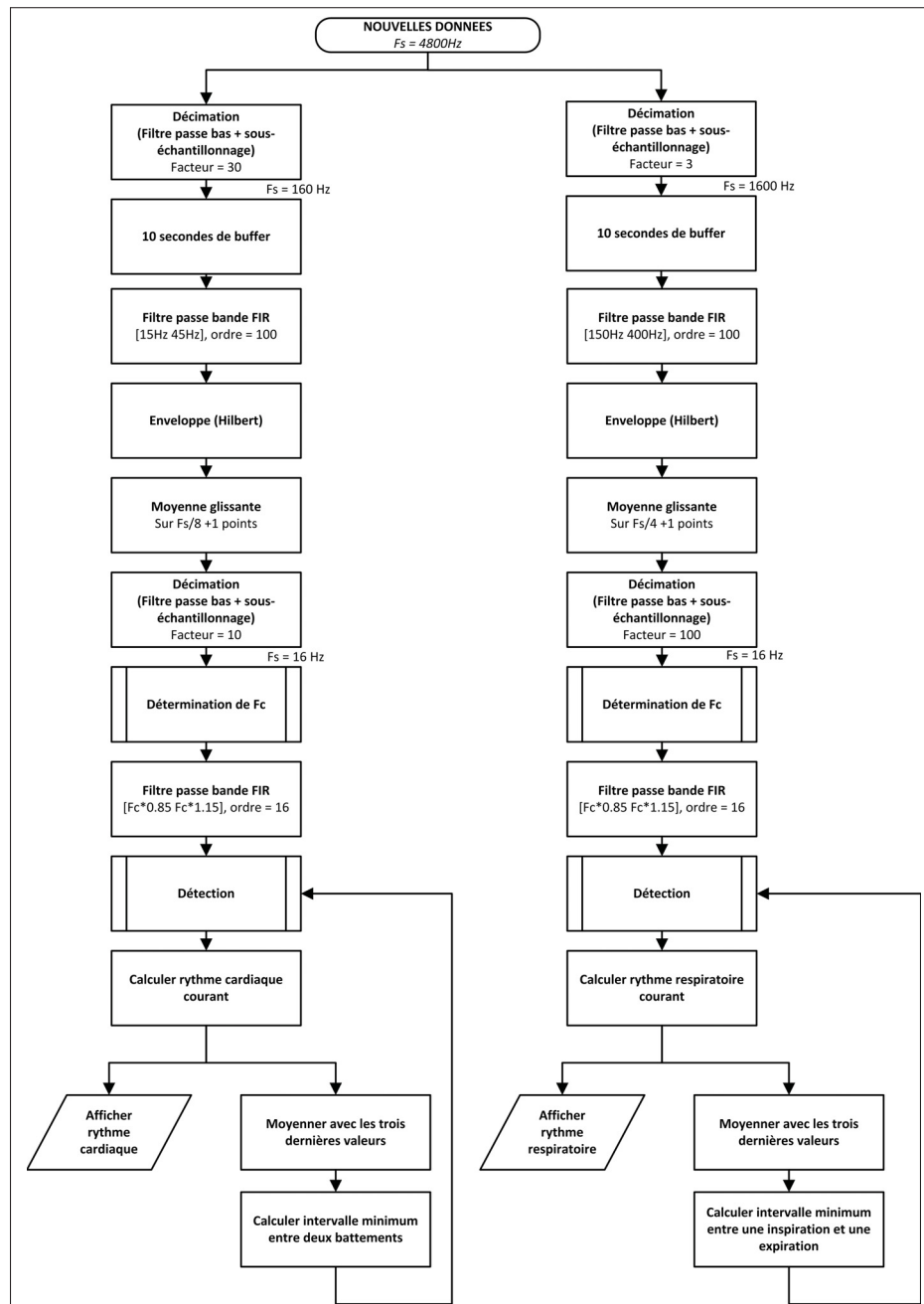


Figure 4.3 Organigramme complet pour l'extraction du rythme cardiaque et du rythme respiratoire

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

La surveillance médicale continue des travailleurs permettrait de leur assurer une meilleure sécurité et de diminuer le nombre d'accidents, notamment dans les milieux industriels dangereux et bruyants. Afin d'accomplir cette fonctionnalité, une méthode d'extraction des rythmes cardiaque et respiratoire a été développée à partir d'une mesure acoustique dans le conduit auditif occlus. Cette méthode a été implémentée sous forme d'algorithmes pouvant fonctionner sur le DSP embarqué d'un protecteur auditif « intelligent », et elle ne requiert pas l'ajout de matériel supplémentaire.

Une base de données de signaux acoustiques mesurés dans le conduit auditif occlus a été créée à partir de mesures acoustiques sur 25 sujets. L'appareil de référence (Zephyr Bioharness 3) utilisé pendant la prise de mesure a permis d'évaluer la précision des résultats obtenus. Afin d'obtenir des signaux représentatifs de conditions d'utilisation réalistes, dix intensités de respiration ont été enregistrées : apnée, apnée après un effort, respiration par la bouche (normale, normale après un effort, rapide, profonde) et respiration par le nez (normale, normale après un effort, rapide, profonde). Au total, 16 heures et 40 minutes de données ont été obtenues. Elles sont mises en ligne (CRITIAS, 2016) et pourront être utilisées par d'autres chercheurs pour de futurs travaux.

Les algorithmes de traitement du signal développés pour extraire les rythmes cardiaque et respiratoire constituent une preuve de concept prometteuse. L'écart absolu moyen pour l'extraction du rythme cardiaque est de 4.3 BPM avec un écart type de 2.2 BPM, pour un total de 20 sujets analysés et 12 heures de données. L'écart absolu moyen pour l'extraction du rythme respiratoire est de 3.0 CPM avec un écart type de 1.5 CPM.

De plus, les simulations par ajout de bruit numérique montrent que l'extraction du rythme cardiaque fonctionne de façon fiable jusqu'à un niveau de bruit ambiant de 110 dB SPL, alors que l'extraction du rythme respiratoire n'est pas très fiable.

À terme, les algorithmes seront intégrés dans le protecteur auditif « intelligent » en complément d'autres fonctionnalités développées par la Chaire de Recherche Industrielle en Technologies Intra-Auriculaires EERS-ÉTS : test d'étanchéité acoustique du protecteur, communication dans des milieux bruyants, protection du bruit intelligente, calcul de la dose de bruit reçue et détection de chute.

L'intégration d'une fonctionnalité de surveillance médicale des travailleurs permettrait de prévenir des malaises et accidents ainsi que de faciliter l'intervention des services de secours, dans le but de diminuer le nombre de victimes d'accidents liés au travail. Cette recherche ouvre la possibilité du développement de technologies intra-auriculaires pour un large éventail d'applications, allant de la protection des travailleurs dans l'industrie au moyen de leurs protecteurs auditifs à la surveillance médicale des personnes âgées au moyen de leurs prothèses auditives.

Les travaux futurs sont les suivants :

- a. Modifier les algorithmes d'extraction afin d'améliorer la performance, notamment pour la détection de la respiration. Il serait pertinent d'essayer certaines méthodes énumérées dans la revue de la littérature ;
- b. Optimiser le débruitage en prenant en compte les caractéristiques individuelles de l'atténuation du bouchon d'oreille et du spectre des biosignaux ;
- c. Étudier l'extraction de signaux acoustiques non-vocaux enregistrés dans le cadre de ce projet (claquement de dents et de langue, toux, clignement des yeux, bâillement) ;
- d. Étudier les cas d'absence de respiration ;
- e. Implémenter ces algorithmes dans le protecteur auditif « intelligent » et valider le fonctionnement en conditions bruyantes dans une cabine audiométrique avec des mouvements de la part de l'utilisateur ;
- f. Faire des tests de validation sur le terrain.

ANNEXE I

DOCUMENTATION BASE DE DONNÉES

1. Informations générales

Vingt-cinq sujets ont participé aux mesures, identifiés de S04 à S28. Un problème d'enregistrement a été rencontré pour les sujets S04 à S08 inclus. Par conséquent, les données audio et celles du Bioharness ne sont pas synchronisées pour ces sujets. Les données qui ont été traitées sont celles des sujets S09 à S28.

Un fichier de notes recueillies pendant l'acquisition est disponible pour chaque sujet.

Les données du Bioharness et les données audio ont été enregistrées et synchronisées à l'aide d'une routine Python.

2. Enregistrements des données audio

L'enregistrement des données audio a été effectué à l'aide du Zoom H4n en mode interface audio. Le mode deux canaux a été utilisé pour enregistrer les IEM (un dans chaque oreille). Le gain du Zoom H4n a été fixé à 65.

Des enregistrements audio avec un calibrateur ont été effectués, afin d'obtenir les niveaux en dB SPL et dB pondérés A des sons enregistrés dans le conduit auditif.

3. Enregistrements des données du Bioharness

L'acquisition du Bioharness a été faite à partir du logiciel Mules développé par le laboratoire MuSAE (Cassani *et al.*, 2015). Les mesures des battements cardiaques et de la respiration sont enregistrées au format .csv. Le fichier contient les données ECG, les données de respiration, les 3 axes de l'accéléromètre et les *triggers* envoyés lors de l'exécution du programme : « 49 » est envoyé quand l'acquisition audio démarre, « 57 » est envoyé chaque 4 secondes et « 50 » est envoyé quand le temps d'acquisition audio est écoulé. Ces données ont été ajustées

et synchronisées dans des fichiers *.mat*, qui contiennent les données audio ainsi que celles du Bioharness. La synchronisation entre ces données n'est pas parfaite : un décalage de +/- 125 millisecondes est possible. La nomenclature de ces fichiers est expliquée à la prochaine section.

4. Nomenclature des fichiers *.mat*

Chaque fichier *.mat* contient les données suivantes : fréquences d'échantillonnage audio, ECG et respiration, audio oreille gauche (*left*), audio oreille droite (*right*), référence battements cardiaques (*ecg*) et référence respiration (*resp*). Le type de signal et le numéro du sujet sont indiqués dans le nom du fichier.

Tableau-A I-1 Nomenclature des fichiers de la base de données

| Préfixe fichier | Description | Durée (secondes) |
|-----------------------|--|------------------|
| BrB* | Bruit blanc | 30 |
| BrR* | Bruit rose | 30 |
| BrI (voir Chapitre 3) | Signaux non-vocaux | 180 |
| A1, A2, A3, A4, A5 | Apnée | Par apnée : 20 |
| A6E, A7E | Apnée après effort | Par apnée : 10 |
| NP | Respiration profonde par le nez | 90 |
| NN | Respiration normale par le nez | 240 |
| NR | Respiration rapide par le nez | 30 |
| NE | Respiration après effort par le nez | 180 |
| BP | Respiration profonde par la bouche | 90 |
| BN | Respiration normale par la bouche | 240 |
| BR | Respiration rapide par la bouche | 30 |
| BE | Respiration après effort par la bouche | 180 |

* **Pour les bruits blanc et rose** : Après BrB ou BrR, le nom continue par « D » (début) ou « F » (fin) puis par « L » (oreille gauche) ou « R » (oreille droite). Dans le fichier *.mat*, *left* est le microphone externe (OEM) et *right* est le microphone interne (IEM).

ANNEXE II

CODE MATLAB

1. Fonction de détection des battements cardiaques

```
function [E_soft_all, threshold_all, detect_time_all, cpt_samples_HR_all, heartBeatsTotal] = detectHeartBeats(input, FS_AUDIO, threshold, detect_time)

BUFFER_BANK_HR = FS_AUDIO*0.5;
% enveloppe
E_soft=ones (BUFFER_BANK_HR,1);
STEP_TIME = 1/FS_AUDIO;
% dernier instant t ou sample n pendant lequel on est au dessus du seuil
detect_time=0;
% compteur
cpt_samples_HR = 1;
% Nombre de detections
heartBeats = 0;
heartBeatsTotal = 0;
% pour affichage
E_soft_all = [];
threshold_all = [];
detect_time_all = [];
cpt_samples_HR_all = [];

% ponderation
weights_1_mid = linspace(1.5,1.0,FS_AUDIO*0.25);
weights_mid_end = linspace(1.0,0.7,FS_AUDIO*0.25);
weights = [weights_1_mid, weights_mid_end];

E_soft = fliplr(last_E_soft_all');

for i=1:1:length(input)
```

```

E_soft(1) = input(i);
E_soft_all = [E_soft_all, E_soft(1)];

%     moyenne ponderee
threshold = sum(E_soft.*weights)/BUFFER_BANK_HR;

threshold_all = [threshold_all, threshold];

if E_soft(1)>=threshold
    detect=detect+1;
    detect_time = STEP_TIME*cpt_samples_HR;
else
    test = detect_time-detect_time_old;
    if detect>=1 && test>=minRR;
        heartBeats = heartBeats+1;
        heartBeatsTotal = heartBeatsTotal + 1;
        detect_time_old=detect_time;
        detect_time_all = [detect_time_all, detect_time];
        cpt_samples_HR_all = [cpt_samples_HR_all, cpt_samples_HR];
        detect = 0;
    end
end

% buffer
for j=BUFFER_BANK_HR:-1:2
    E_soft(j)=E_soft(j-1) ;
end

cpt_samples_HR = cpt_samples_HR +1;

end

detect_time_old_last = detect_time_old;
detect_last = detect;

```

```
end
```

2. Fonction de détection de la respiration

```
function [E_soft_all, threshold_all, detect_time_all, cpt_samples_BR_all, cyclesTotal] = detect_respiration(audio, FS_AUDIO)

% Attention = cycle = inspiration OU expiration

BUFFER_BANK_BR = FS_AUDIO*0.5;
% enveloppe
E_soft=ones (BUFFER_BANK_BR,1);
STEP_TIME = 1/FS_AUDIO;
% # dernier instant t ou sample n pendant lequel on est au dessus du seuil
detect_time=0;
%compteur
cpt_samples_BR = 1;
% Nombre de detections
cycles = 0;
cyclesTotal = 0;
% pour affichage
E_soft_all = [];
threshold_all = [];
detect_time_all = [];
cpt_samples_BR_all = [];

% ponderation
weights_1_mid = linspace(1.5,1.0,FS_AUDIO*0.25);
weights_mid_end = linspace(1.0,0.7,FS_AUDIO*0.25);
weights = [weights_1_mid, weights_mid_end];

E_soft = fliplr(last_E_soft_all');
```

```

for i=1:1:length(input)

    E_soft(1) = input(i);
    E_soft_all = [E_soft_all, E_soft(1)];

    %    moyenne ponderee
    threshold = sum(E_soft.*weights)/BUFFER_BANK_BR;
    threshold_all = [threshold_all, threshold];

    if E_soft(1)>=threshold
        detect=detect+1;
        detect_time = STEP_TIME*cpt_samples_BR;
    else
        test = detect_time-detect_time_old;
        if detect>=1 && test>=minCC
            cycles = cycles+1;
            cyclesTotal = cyclesTotal + 1;
            detect_time_old=detect_time ;
            detect_time_all = [detect_time_all, detect_time];
            cpt_samples_BR_all = [cpt_samples_BR_all, cpt_samples_BR];
            detect = 0;
        end
    end

    % buffer
    for j=BUFFER_BANK_BR:-1:2
        E_soft(j)=E_soft(j-1) ;
    end

    cpt_samples_BR = cpt_samples_BR +1;

end

detect_time_old_last = detect_time_old;
detect_last = detect;

```

```
end
```

3. Fonction de calcul du rythme cardiaque ou respiratoire pour déterminer les écarts

```
function [tmod,rate_average_all_smoothed] = computeBPM_CPM(signal, peaks, Fs,baseBPMCPM)

    duration = 1080;

    rate_all = ones(8,1)*baseBPMCPM;

    n=1;
    nSecCurrent = 5;
    nSecPlot = nSecCurrent;
    rate_average_all = zeros(1+(duration/nSecPlot),1);
    tmod = 0:nSecPlot:duration;

    cptBeats=0;
    rateIndex = 1;
    for i=1:1:length(signal)

        if n<=length(peaks) && peaks(n)==i
            cptBeats = cptBeats+1;
            n=n+1;

        end

        if mod(i*(1/Fs),nSecCurrent)==0
            currentRate = cptBeats*60/nSecCurrent; %
            rate_all(1)=currentRate;
            for j=length(rate_all):-1:2
                rate_all(j)=rate_all(j-1) ;
            end
        end
    end
end
```

```

        cptBeats = 0;

    end

    if mod(i*(1/Fs),nSecPlot)==0

        rate_average_all(rateIndex) = sum(rate_all)/length(rate_all);
        rateIndex = rateIndex+1;
    end
end

rate_average_all(end) = sum(rate_all)/length(rate_all);

% moyenne expo
period = 3;
ep = 2/(period+1);
rate_average_all_smoothed = filter(ep,[1 -(1-ep)],rate_average_all,rate_average_all(1)*(1-ep));

%     figure
%     hold on
%     plot(tmod,rate_average_all);
%     ylim([0 180]);
%     xlim([0 max(tmod)]);
%     xlabel('Temps');
end

```

4. Filtrage adaptatif nLMS

```

%% Function for Variable Step Size Normalized Least-Mean square algorithm (VSSNLMS)
% copyright Vincent Nadon 2014
% version: 27/11/13
%
% mode = 1 : variable step size according to error signal
% mode = 2 : variable step size according to time (decreasing step size)

```

```

% mode = 3 : fixed step size

function [e,mu,w] = vssnlms_vn(d,x,w,order,mul,mode)
% w = zeros (order,1);
N = length(d);
mu = zeros(N,1);
mu(order-1) = mul;

for n = order : N
    u = x(n:-1:n-order+1); % filter reference input
    y(n) = w' * u;          % filter output
    e(n) = d(n) - y(n);    % error = desired - filter_output

% Start with big mu for speeding the convergence then slow down to reach the correct
%     if (n < 2*order)
%         mu(n)=mul;
%     else
% %         if(mu(n-1)>0.01)
% %             mu(n)=mu(n-1)-0.005;
% %         else
% %             mu(n)=mu(n-1);
% %         end
%         mu(n) = mul/10;
%     end
% Use adaptive step to reach the solution faster mu = 0.95 * 2/M*r(0)

if(mode==1)
    if (n < 3*order)
        mu(n)=mul;
    elseif (mod(n,1000)==0)
        mu(n) = mean(abs(e(1:n)),2);
    else
        mu(n)=mu(n-1);
    end
end
end

```

```

if(mode==2)
%      if (n < 2*order)
%          mu(n)=mu1;
%      else
% %          if(mu(n-1)>0.01)
% %              mu(n)=mu(n-1)-0.005;
% %          else
% %              mu(n)=mu(n-1);
% %          end
%          mu(n) = mu1/10;
%      end
end

%      mu(n)=mu1*2/(5*(0.001+var(u)));

if(mode==3)
    mu(n)=mu1;
end

w = w + mu(n)/(0.001+u'*u) * u * e(n); % calculate new coefficients

end

end

```



ANNEXE III

CONTRIBUTIONS

Au cours de cette maîtrise, les communications suivantes ont été effectuées (présentées par ordre chronologique) :

1. Avril 2015 : présentation d'une affiche scientifique lors de la journée de l'EREST (pas de concours) (Annexe 3.1) ;
2. Juin 2015 : 2^e prix par équipe au Hackathon Angelhack pour la réalisation d'un podomètre audio ;
3. Septembre 2015 : présentation des travaux de recherche lors d'une conférence midi organisée par l'EREST devant un comité de pairs ;
4. Décembre 2015 : publication d'un résumé de vulgarisation scientifique dans la revue *Travail et Santé*, volume 31 numéro 4 (révisé par un comité de pairs) (Annexe 3.4) ;
5. Janvier 2016 : 3^e prix au concours d'affiches scientifiques organisé par l'EREST (Annexe 3.2) ;
6. Mai 2016 : 3^e prix au concours d'affiches scientifiques organisé dans le cadre du 38^e Congrès de l'AQHSST (Annexe 3.3) ;
7. Mai 2016 : présentation d'un exposé scientifique lors du 38^e Congrès de l'AQHSST, récompensée parmi les meilleures présentations étudiantes.
8. Octobre 2016 : soumission d'un article scientifique dans la revue « IEEE Transactions on Biomedical Engineering ».
9. Octobre 2016 : déclaration d'invention complétée et en cours d'évaluation pour un dépôt de brevet.


1. Affiche EREST 2015



Le génie pour l'industrie

Développement d'une méthode d'identification des signaux physiologiques dans l'oreille occluse

Alexis Martin, étudiant à la maîtrise
Directeur de recherche : Jérémie Voix



Équipe de recherche
en sécurité du travail

CONTEXTE ET MOTIVATION

Au Québec en 2013, près de 14 000 personnes travaillent dans des activités d'extraction minières^[1]. Les milieux confinés (mines, puits, réservoirs, canalisations, ...) représentent des dangers importants pour la santé et la sécurité des travailleurs à cause des conditions difficiles de pollution de l'air, d'éclairage, d'exigüité, d'humidité, de froid ou de chaleur^[2]. Le développement d'une solution qui assurera un suivi physiologique de l'employé en temps réel et une communication vers le service de sécurité de l'entreprise permettrait de détecter instantanément un malaise ou un accident afin d'agir rapidement.

Dans ce projet de recherche, le rythme cardiaque et le rythme respiratoire seront déterminés à partir d'un signal audio enregistré par un microphone placé à l'intérieur du conduit auditif. Ce dernier est assemblé au sein du bouchon moulé d'une oreillette de communication développée par SonomaxTM et CRITIAS[®].

Deux domaines d'application sont envisagés :

Santé et Sécurité au Travail :

- Assurer un suivi physiologique des travailleurs, tout en garantissant une protection auditive efficace.
- Prévenir ou détecter en temps réel des malaises et accidents des travailleurs.
- Contrôler le niveau de stress des travailleurs^[3].

Grand public :

- Contrôler le niveau de stress.
- Suivre la performance physique pour les sportifs amateurs et professionnels.
- Assurer le suivi physiologique d'un patient.

MATÉRIEL DE MESURE

Utilisation de l'oreillette Audio Research Platform (ARP) développée au sein de CRITIAS[®].

- Mesure des signaux physiologiques avec le microphone placé dans le conduit auditif.
- Mesure du bruit externe avec le microphone placé à l'extérieur de l'oreillette (objectif : débiter le signal interne altéré par un fort bruit d'environnement).
- Enregistrements effectués sur un enregistreur numérique Zoom H4N.
- Système de référence pour le rythme cardiaque : Easypulse[®] (capteur optique).
- Création d'une "banque de signaux" : variation de paramètres (environnements sonores, intensités physique et respiratoire, types de respiration, mouvements).

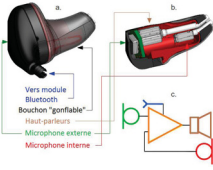


Figure 2 : oreillette ARP.

a. Vue d'ensemble du bouchon sur mesure
b. Composants électro-acoustiques
c. Schéma équivalent

MÉTHODOLOGIE

La méthodologie proposée comprend quatre phases ordonnées de A à D.




Figure 1 : Schéma du système global.
*ARP = Audio Research Platform (voir section « Matériel de mesure »)

SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES ET ALGORITHME D'IDENTIFICATION

- Signaux d'intérêt : battements cardiaques (0 à 400Hz, principalement entre 0 et 50 Hz), respiration (0 à 500 Hz)^[7].
- Calculs de paramètres physiologiques : rythme cardiaque, variabilité de la fréquence cardiaque, rythme respiratoire.
- Validation de l'algorithme en conditions idéales (sans mouvement, dans une cabine audiométrique), puis en conditions réelles (bruit de l'environnement, des pas, ...).

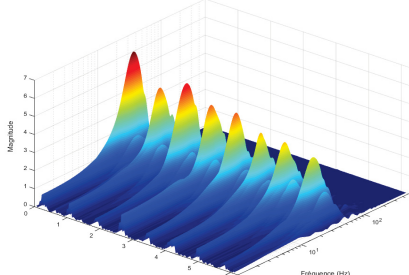



Figure 3 : Spectrogramme mesuré par l'étudiant d'un enregistrement des battements cardiaques dans une cabine audiométrique, sans respiration. La bande 5-70Hz prédomine et permet de clairement visualiser la présence de battements cardiaques.

CONCLUSION

L'oreille peut délivrer beaucoup d'informations sur les signes vitaux de notre corps, mais elle est actuellement sous utilisée. D'après Steven LeBoeuf, spécialiste en biométrie chez Valencell, "You can measure a lot more at the ear than at other parts of the body". Cette recherche fait partie d'un ensemble de projets à CRITIAS, dont l'objectif est de créer un bouchon d'oreille intelligent utilisable par les travailleurs et par le grand public. Il serait alors possible de concentrer un grand nombre de fonctionnalités dans un unique dispositif intra-auriculaire : écouter de la musique, communiquer dans le bruit tout en étant protégé, prévenir des malaises ou agir rapidement en cas d'accident, ...





ÉQUIPE DE RECHERCHE
EN SÉCURITÉ DU TRAVAIL
ET EN SANTÉ
DES TRAVAILLEURS
MINIERS - ETS

2. Affiche EREST 2016

Identification des biosignaux par un protecteur auditif

Alexis Martin, Jérémie Voix
École de technologie supérieure



4. Résumé de vulgarisation

IDENTIFICATION DES BIOSIGNAUX PAR UN PROTECTEUR AUDITIF

Alexis Martin¹, Jérémie Voix²

¹ Département de Génie Électrique, École de technologie supérieure,

² Département de Génie Mécanique, École de technologie supérieure,

¹² 1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

Résumé publié dans la revue « Travail et Santé » en Décembre 2015.

Introduction

Cette recherche s'inscrit dans le cadre du développement d'un bouchon d'oreille numérique «intelligent» qui vise à protéger du bruit un travailleur, tout en laissant passer les signaux utiles (alarmes, paroles, etc.). Pour que ce protecteur puisse aussi alerter des secours suite à un malaise ou un accident subi par le porteur, une fonctionnalité additionnelle est développée : la surveillance des signaux et paramètres physiologiques. La première étape vise le développement d'algorithmes d'extraction du rythme cardiaque et du rythme respiratoire à partir de mesures acoustiques dans le conduit auditif.

Méthodologie

Les sujets portent un bouchon instrumenté avec deux microphones. L'un mesure les sons dans le conduit auditif protégé afin de développer les algorithmes. L'autre mesure les sons de l'environnement extérieur afin d'évaluer leur influence. Les résultats obtenus après traitement par les algorithmes sont comparés à ceux obtenus au moyen d'appareils de référence utilisés pendant la prise de mesure. Des tests préliminaires ont été effectués. Les sons dans le conduit auditif protégé d'un seul sujet ont été enregistrés dans des conditions idéales d'utilisation : sujet immobile, sans bruit extérieur, respiration retenue ou normale.

Résultats

Lorsque la respiration est retenue, 99,5% des battements cardiaques sont correctement détectés (226 battements enregistrés) et 93,2% le sont pour la respiration normale (220 battements enregistrés). Tous les cycles respiratoires sont correctement détectés, mais 6 faux-positifs sont dénombrés (63 cycles enregistrés).

Conclusion

Ces résultats préliminaires sont jugés prometteurs. Pour assurer un fonctionnement fiable en conditions réelles, une collecte de données sur différents sujets ainsi que des ajustements des algorithmes d'extraction sont nécessaires. Ils pourront ensuite être incorporés dans le bouchon numérique « intelligent » pour une validation terrain dans des milieux de travail bruyants.

1 : Chaire de recherche industrielle en technologies intra-auriculaires EERS-ÉTS, École de technologie supérieure, Montréal, Québec, Canada

BIBLIOGRAPHIE

- Alshaer, Hisham, Geoffrey R. Fernie et T. Douglas Bradley. 2011. « Monitoring of breathing phases using a bioacoustic method in healthy awake subjects ». *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, vol. 25, n° 5, p. 285–294.
- Arnott, P. J., G. W. Pfeiffer et M. E. Tavel. 1984. « Spectral analysis of heart sounds : Relationships between some physical characteristics and frequency spectra of first and second heart sounds in normals and hypertensives ». *Journal of Biomedical Engineering*, vol. 6, n° 2, p. 121–128.
- Berger, Elliott H. 2003. *The Noise Manual 5th edition*. AIHA.
- Bonnet, Fabien, Jérémie Voix et Hugues Néllisse. 2015. « The opportunities and challenges of in-ear noise dosimetry ». In *Acoustics Week in Canada 2015*.
- Bou Serhal, Rachel, Tiago Falk et Jeremie Voix. 2016. « Improving the Quality of In-Ear Microphone Speech Via Adaptive Filtering and Artificial Bandwidth Extension ». *The Journal of the Acoustical Society of America*.
- Carbonneau, Marc-André, Narimene Lezzoum, Jérémie Voix et Ghyslain Gagnon. 2013. « Detection of alarms and warning signals on an digital in-ear device ». *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 43, n° 6, p. 503–511.
- Cassani, Raymundo, Hubert Banville et Tiago H. Falk. 2015. « MuLES : An Open Source EEG Acquisition and Streaming Server for Quick and Simple Prototyping and Recording ». p. 9–12. ACM Press.
- Chen, Guangwei, Syed Anas Imtiaz, Eduardo Aguilar–Pelaez et Esther Rodriguez–Villegas. 2015. « Algorithm for heart rate extraction in a novel wearable acoustic sensor ». *Healthcare Technology Letters*, vol. 2, n° 1, p. 28–33.
- CHSCT. 2014. « Dossiers CHSCT : La prévention des risques des travaux en milieu confiné ». <http://www.officiel-prevention.com/protections-collectives-organisation-ergonomie/ventilation-aeration-filtrage-et-appareils-de-controle-d_atmosphere/detail_dossier_CHSCT.php?rub=38&ssrub=70&dossid=502>. 00000.
- Corbishley, P. et E. Rodriguez-Villegas. 2008. « Breathing Detection : Towards a Miniaturized, Wearable, Battery-Operated Monitoring System ». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, n° 1, p. 196–204.
- CRITIAS. 2016. « iBad : In-Ear Biosignals Audio Database | CRITIAS ». <<http://critias.etsmtl.ca/the-technology/ibad/>>. 00000.
- Dafna, E., T. Rosenwein, A. Tarasiuk et Y. Zigel. 2015. « Breathing rate estimation during sleep using audio signal analysis ». In *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. p. 5981–5984.

- Debbal, S.M. 2011. « Computerized Heart Sounds Analysis ». In *Discrete Wavelet Transforms - Biomedical Applications*, Olkkonen, Hannu (Ed.). InTech. ISBN 978-953-307-654-6. 00000.
- Gatti, Umberto C., Suzanne Schneider et Giovanni C. Migliaccio. 2014. « Physiological condition monitoring of construction workers ». *Automation in Construction*, vol. 44, p. 227–233.
- Gavriely, N., M. Nissan, A. H. Rubin et D. W. Cugell. 1995. « Spectral characteristics of chest wall breath sounds in normal subjects. ». *Thorax*, vol. 50, n° 12, p. 1292–1300.
- Generator. 2015. *Wearable Technology : 2015, Company Profiles, Market Analysis and Forecasts*. Technical report.
- Guilleux, Annabelle et Roland Werlé. 2014. « Les espaces confinés - Brochure - INRS - ED6184 ». <<http://www.inrs.fr/media.html?refINRS=ED%206184>>. 00000.
- He, D.D., E.S. Winokur et C.G. Sodini. 2015. « An Ear-Worn Vital Signs Monitor ». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 62, n° 11, p. 2547–2552.
- Herzig, J., A. Bickel, A. Eitan et N. Intrator. 2015. « Monitoring Cardiac Stress Using Features Extracted From S1 Heart Sounds ». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 62, n° 4, p. 1169–1178.
- IDTechEx. 2015. « Wearable Technology 2015-2025 : Technologies, Markets, Forecasts : IDTechEx ». <<http://www.idtechex.com/research/reports/wearable-technology-2015-2025-technologies-markets-forecasts-000427.asp>>. 00000.
- Kaniusas, Eugenijus. 2012. *Biomedical Signals and Sensors I*.
- Kaufmann, S., A. Malhotra, M. Ryschka, S. Kusche, G. Ardelt, N. Hunsche et K. Breisslein. 2014. « A System for In-Ear Pulse Wave Measurements ». *BIOMEDICAL ENGINEERING-BIOMEDIZINISCHE TECHNIK*, vol. 59, p. S887–S890.
- Kluwer, Wolters. 2009. *Evaluating Heart and Breath Sounds*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Kusche, R., P. Klimach, A. Malhotra, S. Kaufmann et M. Ryschka. 2015. « An in-ear pulse wave velocity measurement system using heart sounds as time reference ». *Current Directions in Biomedical Engineering*, vol. 1, n° 1, p. 366–370.
- Lima, C. S. et D. Barbosa. 2008. « Automatic segmentation of the second cardiac sound by using wavelets and hidden Markov models ». In *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. p. 334–337.
- Manolakis, Dimitris G., Dimitris Manolakis, Vinay K. Ingle et Stephen M. Kogon. 2005. *Statistical and Adaptive Signal Processing : Spectral Estimation, Signal Modeling, Adaptive Filtering and Array Processing*. Boston : Artech House Print on Demand.

- Martíć-Puig, Pere, Jordi Solé-Casals, Gerard Masferrer et Esteve Gallego-Jutglà. 2013. « Towards a Low-Complex Breathing Monitoring System Based on Acoustic Signals ». In *Advances in Nonlinear Speech Processing*, Drugman, Thomas et Thierry Dutoit (Eds.), number 7911 in Lecture Notes in Computer Science, p. 128–135. Springer Berlin Heidelberg. ISBN 978-3-642-38846-0 978-3-642-38847-7. <http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-38847-7_17>. 00001.
- MERN. 2013. « MERN - Statistiques minières - Main-d'oeuvre ». <<https://www.mern.gouv.qc.ca/mines/statistiques/mainoeuvre.jsp>>. 00000.
- Mondal, Ashok, P. S. Bhattacharya et Goutam Saha. 2011. « Reduction of heart sound interference from lung sound signals using empirical mode decomposition technique ». *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 35, n° 6-7, p. 344–353.
- Moreno. 1998. « Auditory demonstrations in acoustics and hearing conservation ». <http://www.grc.nasa.gov/WWW/AcousticalTest/HearingConservation/Resource%2F/Auditory_Demonstrations1.html>. 00000.
- Moussavi, Zahra. 2007. *Fundamentals of Respiratory Sounds and Analysis*. Morgan & Claypool Publishers.
- NIH. 2012. « Disease Statistics - NHLBI ». <<http://www.nhlbi.nih.gov/about/documents/factbook/2012/chapter4>>. 00000.
- NIH. 2014. « Use of Hearing Aids by Adults with Hearing Loss | NIDCD ». <<https://www.nidcd.nih.gov/health/statistics/use-hearing-aids-adults-hearing-loss>>.
- Northrop, Robert B. 2010. *Signals and Systems Analysis In Biomedical Engineering, Second Edition*.
- OIT. 2016. « Sécurité et santé au travail ». <<http://www.ilo.org/global/topics/safety-and-health-at-work/lang--fr/index.htm>>. 00027.
- Park, Jang-Ho, Dae-Geun Jang, Jung Wook Park et Se-Kyoung Youm. 2015. « Wearable Sensing of In-Ear Pressure for Heart Rate Monitoring with a Piezoelectric Sensor ». *Sensors*, vol. 15, n° 9, p. 23402–23417.
- Pasterkamp, Hans, Steve S. Kraman et George R. Wodicka. 1997. « Respiratory sounds : advances beyond the stethoscope ». *American journal of respiratory and critical care medicine*, vol. 156, n° 3, p. 974–987.
- Popov, B., G. Sierra, V. Telfort, R. Agarwal et V. Lanzo. 2005. « Estimation of Respiratory Rate and Heart Rate During Treadmill Tests Using Acoustic Sensor ». In *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*. p. 5884–5887.
- Pourazad, M. T., Z. Moussavi, F. Farahmand et R. K. Ward. 2005. « Heart Sounds Separation From Lung Sounds Using Independent Component Analysis ». In *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*. p. 2736–2739.

- Pressler, G.A., J.P. Mansfield, H. Pasterkamp et G.R. Wodicka. 2004. « Detection of respiratory sounds at the external ear ». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, n° 12, p. 2089–2096.
- Reichert, Sandra, Raymond Gass, Christian Brandt et Emmanuel Andrès. 2008. « Analysis of Respiratory Sounds : State of the Art ». *Clinical Medicine. Circulatory, Respiratory and Pulmonary Medicine*, vol. 2, p. 45–58.
- Ricke, A. D., R. J. Povinelli et M. T. Johnson. 2005. « Automatic segmentation of heart sound signals using hidden markov models ». In *Computers in Cardiology, 2005*. p. 953–956.
- Schmidt, S. E., E. Toft, C. Holst-Hansen, C. Graff et J. J. Struijk. 2008. « Segmentation of heart sound recordings from an electronic stethoscope by a duration dependent Hidden-Markov Model ». In *2008 Computers in Cardiology*. p. 345–348.
- Schmidt, S. E., C. Holst-Hansen, C. Graff, E. Toft et J. J. Struijk. 2010. « Segmentation of heart sound recordings by a duration-dependent hidden Markov model ». *Physiological Measurement*, vol. 31, n° 4, p. 513–529.
- Serhal, Rachel E. Bou, Tiago H. Falk et Jérémie Voix. 2013. « Integration of a distance sensitive wireless communication protocol to hearing protectors equipped with in-ear microphones. ». *Proceedings of Meetings on Acoustics*, vol. 19, n° 1, p. 040013.
- Shamsi, H. et I. Y. Ozbek. 2013. « Heart sound detection in respiratory sound using Hidden Markov Model ». In *21st European Signal Processing Conference (EUSIPCO 2013)*. p. 1–5.
- Telus Health, Solutions et Products. 2016. « Home Health Monitoring (HHM) ». <<https://www.telushealth.co/health-solutions/patient-and-consumer-health-platforms/products/home-health-monitoring>>. 00000.
- Voix, Jérémie, Jean-Nicolas Laperle, Jakub Mazur et Antoine Bernier. 2014. « Advanced communication earpiece device and method ». <<http://www.google.ch/patents/US20140010378>>.
- Wang, P., Y. Kim, L. H. Ling et C. B. Soh. 2005. « First Heart Sound Detection for Phonocardiogram Segmentation ». In *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*. p. 5519–5522.
- Yadollahi, A. et Z. M. K. Moussavi. 2006. « A robust method for estimating respiratory flow using tracheal sounds entropy ». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 53, n° 4, p. 662–668.
- Yamacli, M., Z. Dokur et T. Olmez. 2008. « Segmentation of S1 and S2 sounds in phonocardiogram records using wavelet energies ». In *23rd International Symposium on Computer and Information Sciences, 2008. ISCIS '08*. p. 1–6.

Zhang, T. T., W. Ser, G. Y. T. Daniel, J. Zhang, J. Yu, C. Chua et I. M. Louis. 2010. « Sound Based Heart Rate Monitoring for Wearable Systems ». In *2010 International Conference on Body Sensor Networks*. p. 139–143.